



**TUGAS AKHIR - TL141584**

# **PENGARUH KONSENTRASI Ag PADA KOMPOSIT LAPISAN TIPIS KITOSAN/AgNPS TERHADAP SIFAT ANTIMIKROBA, BIOKOMPATIBILITAS DAN ADHESI SEBAGAI APLIKASI IMPLAN ORTOPEDI**

**RADITYA NOORACHMAN MOBILIU**  
**NRP. 02511440000084**

Dosen Pembimbing  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng  
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

**DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL**  
**Fakultas Teknologi Industri**  
**Institut Teknologi Sepuluh Nopember**  
**Surabaya**  
**2018**



TUGAS AKHIR- TL 141584

**PENGARUH KONSENTRASI Ag PADA  
LAPISAN TIPIS KOMPOSIT KITOSAN/AgNPS  
TERHADAP SIFAT ANTIMIKROBA,  
BIOKOMPATIBILITAS DAN ADHESI SEBAGAI  
APLIKASI IMPLAN ORTOPEDI**

RADITYA NOORACHMAN MOBILIU  
NRP. 02511440000084

Dosen Pembimbing  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2018

***(Halaman ini sengaja dikosongkan)***



FINAL PROJECT - TL 141584

# **EFFECTS OF Ag CONCENTRATION ON CHITOSAN/AgNPS COMPOSITE THIN FILM TO ANTIMICROBIAL, BIOCOMPATIBILITY, AND ADHESION PROPERTIES AS ORTHOPAEDIC IMPLANT APPLICATION**

RADITYA NOORACHMAN MOBILIU  
NRP. 02511440000084

Advisors

Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.

MATERIALS ENGINEERING DEPARTMENT  
Faculty of Industrial Technology  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2018

***(Halaman ini sengaja dikosongkan)***



LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

**PENGARUH KONSENTRASI Ag PADA LAPISAN  
TIPIS KOMPOSIT KITOSAN/AgNPS TERHADAP  
SIFAT ANTIMIKROBA, BIOKOMPATIBILITAS,  
DAN ADHESI SEBAGAI APLIKASI IMPLAN  
ORTOPEDI**


**TUGAS AKHIR**


Diajukan Untuk Memenuhi Syarat Untuk Memperoleh  
Gelar Sarjana Teknik Pada  
Bidang Studi Material Inovatif  
Program studi S-1 Departemen Teknik Material  
Fakultas Teknologi Industri  
Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

**RADITYA NOORACHMAN MOBILIU**  
NRP 02511440000084

Disetujui oleh Tim Pembimbing Tugas Akhir:

Dr. Agung Purniawan, S.T., M. Eng.  (Pembimbing I)

Amaliya Rasyida, S.T., M. Sc.  (Pembimbing 2)





LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



**PENGARUH KONSENTRASI Ag PADA LAPISAN TIPIS  
KOMPOSIT KITOSAN/AgNPS TERHADAP SIFAT  
ANTIMIKROBA, BIOKOMPATIBILITAS, DAN ADHESI  
SEBAGAI APLIKASI IMPLAN ORTOPEDI**

**Nama Mahasiswa** : Raditya Noorachman Mobiliu  
**NRP** : 02511440000084  
**Departemen** : Departemen Teknik Material  
**Dosen Pembimbing** : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng,  
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

**ABSTRAK**

Biomaterial telah lama digunakan sebagai material implan ortopedik. Pengimplanan material tersebut beresiko menimbulkan adhesi bakteri yang dapat menyebabkan terbentuknya biofilm yang dapat menimbulkan infeksi pada tubuh manusia. Upaya untuk mengatasi infeksi pada implan yang disebabkan bakteri telah banyak dilakukan oleh banyak peneliti. Nanopartikel Ag berpotensi sebagai material antimikroba dan kitosan memiliki sifat toksisitas yang rendah. Penelitian ini dilakukan untuk menganalisis pengaruh konsentrasi Ag terhadap morfologi, sifat antimikroba, dan biokompatibilitas dari lapisan tipis kitosan/AgNPs yang dideposisikan menggunakan metode elektroforesis dengan substrat SS 316L serta variasi konsentrasi Ag 0; 0,5; 1; 1,5 mM. Pengujian SEM dan XRD dilakukan untuk mengobservasi morfologi, Kirby/Bauer *Test* dan MTT *assay* dilakukan untuk mengobservasi sifat antimikroba dan biokompatibilitas, serta pengujian *Pull-off Test* digunakan untuk mengobservasi adhesi dari lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNPs. Penambahan konsentrasi Ag meningkatkan kandungan Ag dan terbentuknya partikel nano Ag yang teraglomerasi dan tidak memberikan perubahan signifikan pada ketebalan. Penambahan konsentrasi Ag meningkatkan sifat antimikroba yang ditandai dengan luas zona hambat bakteri untuk sampel SS, 0 mM, 0,5 mM, 1 mM, dan 1,5 mM secara berurutan sebesar 0;  $9,57 \pm 3,574$ ;  $37,35 \pm 5,530$ ;  $49,20 \pm 6,873$ ; dan 57,





## LAPORAN TUGAS AKHIR

### Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

$48 \pm 3,592 \text{ mm}^2$ .serta menurunkan sifat biokompatibilitas yang ditandai dengan menurunnya *cell viability* yakni 43%, 27%, 23%, 17%, 12% untuk 24 jam waktu inkubasi dan 42%, 27%, 19%, 10%, 9% untuk 48 jam waktu inkubasi Penambahan konsentrasi Ag tidak memberi perubahan signifikan pada sifat adhesi lapisan. Sifat adhesi lapisan yang dinyatakan oleh kekuatan tarik untuk sampel dengan konsentrasi Ag 0; 0,5; 1; dan 1,5 mM berturut-turut adalah  $1,705 \pm 0,969$ ; 1,445;  $2,255 \pm 0,544$ ; dan  $2,615 \pm 1,916$  MPa.

***Kata Kunci: Kitosan, AgNPs, Elektroforesis, Antimikroba, Biokompatibilitas***



**EFFECTS OF Ag CONCENTRATION ON  
CHITOSAN/AgNPS COMPOSITE THIN FILM TO  
ANTIMICROBIAL, BIOCOMPATIBILITY AND  
ADHESION PROPERTIES AS ORTHOPAEDIC IMPLANT  
APPLICATION**

**Name** : Raditya Noorachman Mobiliu  
**NRP** : 02511440000084  
**Department** : Materials Engineering  
**Advisors** : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng  
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

**ABSTRACT**

Biomaterial had been used for a long time as orthopaedic implant material. The inserting process poses infection risk in bacterial adhesion form that continues into biofilm forming which could infect human body. Preventive actions toward implant bacterial infection was done by many researchers. Ag nanoparticles have potential as antimicrobial materials while chitosan has low toxicity. Recent study was done to analyze Ag concentration's effect on morphology, antimicrobial properties, and biocompatibility of chitosan/AgNPs composite thin film which deposited on SS 316L by electrophoretic process. The Ag concentrations were varied, they were chitosan (0 mM); 0,5; 1; and 1,5 mM. SEM characterization was used to observe the morphology and thickness, XRD was used to identify the elements and compounds, FTIR was utilized to study the functional groups, Kirby/Bauer Test and MTT Assay were used to observe the antimicrobial and biocompatibility properties, and Pull-off Test was used to observe the adhesivity of coating on substrate. Increasing Ag concentration increased Ag content and caused the agglomeration of Ag nanoparticles and didn't give any significance change to the film thickness. Escalating Ag concentration enhanced antimicrobial properties which is shown by increasing bacterial inhibition zone area from SS, 0 mM to 1,5 mM sample respectively 0;  $9,57 \pm 3,574$ ;  $37,35 \pm 5,530$ ;



LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

49,20±6,873; and 57,48±3,592 mm<sup>2</sup>. While on the other side, the biocompatibility declined shown by lowering of the cell viability percentage from 43%, 27%, 23%, 17%, 12% for 24 hours of incubation time, and 42%, 27%, 19%, 10%, 9% for incubation time with 48 hours. Enhancing Ag concentration doesn't give any significance to film adhesion expressed by tensile strength for 0; 0,5; 1; and 1,5 mM samples respectively 1,705±0,969; 1,73; 2,255±0,544; and 2,615±1,916 MPa

***Keywords: Chitosan, AgNPs, Electrophoresis, Antimicrobial, Biocompatibility***



## KATA PENGANTAR

Alhamdulillah rabbil ‘alamiin. Dengan rasa syukur kehadiran Allah SWT atas segala limpahan rahmat dan karunia-Nya, akhirnya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir dan membuat sebuah laporan dengan judul **“Pengaruh Konsentrasi Ag Pada Lapisan Tipis Komposit Kitosan/AgNPs Terhadap Sifat Antimikroba dan Biokompatibilitas sebagai Aplikasi Implan Ortopedi”**

Penulisan skripsi ini diajukan untuk memenuhi salah satu syarat kelulusan dalam jenjang perkuliahan Strata I Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Dalam penulisan skripsi ini penulis tidak lepas dari hambatan dan kesulitan, namun berkat bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak, akhirnya hambatan tersebut dapat diatasi dengan baik. Untuk itu, pada kesempatan kali ini penulis mengucapkan terimakasih kepada :

1. Allah SWT atas rahmat-Nya yang telah memberi saya kesempatan merasakan proses penulisan skripsi ini.
2. Orangtua, adik, serta segenap keluarga besar yang kerap mendukung secara moril dan materiil.
3. Bapak Dr. Agung Purniawan ST., M.Eng. dan Ibu Amaliya Rasyida ST., M.Sc. selaku dosen pembimbing I dan II yang telah mendukung penuh setiap aspek pada riset dan laporan serta pengembangan diri penulis.

Dalam penulisan skripsi ini tentunya penulis menyadari banyak terdapat kekurangan yang terdapat dalam laporan ini. Penulis juga menyadari bahwa skripsi ini jauh dari kata sempurna sehingga penulis membutuhkan kritik dan saran yang bersifat membangun dari berbagai pihak guna memperbaiki laporan ini agar menjadi lebih baik kedepannya.

Surabaya, Juni 2018  
Penulis



LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL.....</b>	<b>i</b>
<b>LEMBAR PENGESAHAN.....</b>	<b>v</b>
<b>ABSTRAK.....</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>ix</b>
<b>KATA PENGANTAR .....</b>	<b>xi</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>xiii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR.....</b>	<b>xv</b>
<b>DAFTAR TABEL.....</b>	<b>xvii</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN .....</b>	<b>1</b>
I.1 Latar Belakang .....	1
I.2 Rumusan Masalah .....	2
I.3 Batasan Masalah .....	2
I.5 Manfaat .....	3
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....</b>	<b>5</b>
2.1 Biomaterial sebagai Material Implan .....	5
2.2 Kitosan .....	8
2.3 Nanopartikel Ag (AgNPs) .....	11
2.4 Komposit Kitosan/AgNPs .....	15
2.5 Material Implan Ortopedi .....	16
2.6 Deposisi Elektroforesis.....	19
2.7 Penelitian Sebelumnya .....	21
<b>BAB III METODE PENELITIAN .....</b>	<b>25</b>
3.1 Diagram Alir .....	25
3.2 Preparasi Sampel .....	26
3.3 Proses Deposisi Elektroforesis .....	27
3.4 Karakterisasi .....	28
3.6 Rancangan Penelitian .....	33
<b>BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>35</b>
4.1 Analisis Pengujian SEM/EDX .....	35
4.2 Analisis Pengujian XRD .....	38
4.3 Analisis Pengujian FTIR .....	41
4.4 Analisis Pengujian Antimikroba .....	43
4.5 Analisis Pengujian Biokompatibilitas .....	46
4.5 Analisis Pengujian Adhesi.....	50



LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN .....</b>	<b>53</b>
5.1 Kesimpulan.....	53
5.2 Saran.....	53
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>xix</b>
<b>LAMPIRAN.....</b>	<b>xxv</b>
<b>BIOGRAFI PENULIS.....</b>	<b>xlv</b>



## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2. 1</b> Skema Reduksi MTT menjadi Formazan .....	7
<b>Gambar 2. 2</b> A. Sel Mati B. Sel Hidup Teramati Mikroskop Inverted.....	7
<b>Gambar 2. 3</b> Struktur Kitosan Dengan Penomoran Cincin.....	8
<b>Gambar 2. 4</b> Mekanisme Kelasi Kitosan Pada Ion Ag .....	11
<b>Gambar 2. 5</b> Ilustrasi Antimikroba AgNPs terhadap Bakteri ....	14
<b>Gambar 2. 6</b> Mekanisme Toksisitas Ag pada Sel (Mahmuda dkk, 2018).....	14
<b>Gambar 2. 7</b> Preparasi Komposit Nano Polimer/Logam .....	16
<b>Gambar 2. 8</b> Ilustrasi Proses Deposisi Elektroforesis (a) <i>Cathodic EPD</i> (b) <i>Anodic EPD</i> .....	19
<b>Gambar 2. 9</b> Grafik Perbandingan Jumlah Sel Bakteri pada SS 316L Antara yang Dilapisi Kitosan/Bioglass (CS/BG) dan Kitosan/Bioglass/AgNPs (CS/BG/AgNPs) .....	22
<b>Gambar 2. 10</b> Grafik Perbandingan Pengaruh Pelapisan SS 316L dengan Kitosan (CS), Kitosan/Bioglass (CS/BG), dan Kitosan/Bioglass/AgNPs (CS/BG/Ag) Terhadap Jumlah Sel Osteoblas .....	23
<b>Gambar 3. 1</b> Diagram Alir Penelitian.....	25
<b>Gambar 3. 2</b> Preparasi Lapisan Tipis Kitosan/AgNPs.....	26
<b>Gambar 3. 3</b> Skema <i>Set Up</i> Deposisi Elektroforesis.....	28
<b>Gambar 3. 4</b> Mesin SEM/EDX .....	29
<b>Gambar 3. 5</b> Mesin XRD .....	29
<b>Gambar 3. 6</b> Pengujian Antimikroba .....	30
<b>Gambar 3. 7</b> Mesin FTIR.....	31
<b>Gambar 3. 8</b> Mesin <i>ELISA Reader</i> .....	32
<b>Gambar 4. 1</b> Morfologi Permukaan Lapisan Tipis Kitosan/AgNPs (A1) Ag 0,5 mM (B1) Ag 1 mM (C1) Ag 1,5 mM dan Pemetaan Unsur Permukaan Permukaan Lapisan Tipis	





LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

Kitosan/AgNPs (A2) Ag 0,5 mM (B2) Ag 1 mM (C2) Ag 1,5 mM.....	36
<b>Gambar 4. 2</b> Grafik Pertambahan Persentase Atom Ag Terhadap Konsentrasi Ag.....	37
<b>Gambar 4. 3</b> Grafik Hasil Pengujian XRD Grafik Hasil Pengujian XRD Sampel 0; 0,5; 1; dan 1,5 mM Ag.....	39
<b>Gambar 4. 4</b> Grafik Hasil Pengujian FTIR Sampel 0; 0,5; 1; dan 1,5 mM Ag .....	41
<b>Gambar 4. 5</b> Observasi Fisik Pengujian Antimikroba Terhadap Lapisan Tipis Kitosan/AgNPs dengan Konsentrasi 0; 0,5; 1; 1,5 mM .....	44
<b>Gambar 4. 6</b> Grafik Pertambahan Luas Zona Hambat Terhadap Konsentrasi Ag.....	45
<b>Gambar 4. 7</b> <i>Cell Viability</i> Fibroblas L929 Terhadap Konsentrasi Ag.....	46
<b>Gambar 4. 8</b> Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sel Kontrol dan SS. ....	47
<b>Gambar 4. 9</b> Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sampel 0 mM .....	47
<b>Gambar 4. 10</b> Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sampel 0,5 mM .....	48
<b>Gambar 4. 11</b> Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sampel 1 mM .....	48
<b>Gambar 4. 12</b> Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sampel 1,5 mM .....	48



## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 2. 1</b> Komposisi Baja Tahan Karat 316L .....	17
<b>Tabel 3. 1</b> Rancangan Penelitian.....	33
<b>Tabel 4. 1</b> Ketebalan Rata-Rata Lapisan.....	38
<b>Tabel 4. 2</b> Indeks Miller Dari Dua Theta Masing-Masing Spesimen .....	40
<b>Tabel 4. 3</b> Daerah Absorbansi Gugus Fungsi Khas Kitosan.....	42
<b>Tabel 4. 4</b> Hasil Pengujian Adhesi Lapisan.....	51



LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



## **BAB I**

### **PENDAHULUAN**

#### **I.1 Latar Belakang**

Biomaterial telah lama digunakan sebagai material implan ortopedik. Material yang biasa digunakan sebagai implan ortopedik adalah baja SS 316L, baja paduan Co, baja Ti6Al4V, PMMA (*polymethyl metachrylate*), UHMWPE (*ultra-high-molecular-weight polyethylene*), alumina, zirkonia, hidroksiapatit, dan masih banyak yang lain. Namun material implan ini memiliki kekurangan, yakni proses implantasi material implan beresiko terjadinya infeksi bakteri. Infeksi adalah salah penyebab utama kegagalan dalam implan ortopedik. Infeksi bakteri mampu menyebabkan terjadinya amputasi dan kematian (Riberio dkk, 2012).

Infeksi oleh bakteri disebabkan adhesi sel bakteri pada permukaan implan dan pembentukan biofilm. Bakteri pada biofilm dapat terlepas ke dalam tubuh sehingga menyebabkan infeksi kronis. Bakteri pada biofilm juga bersifat resisten terhadap antibiotik konvensional. Selain itu tubuh inang seringkali tidak mampu mengeliminasi pertumbuhan bakteri pada biofilm sehingga menyebabkan pembengkakan kronis. *Eschericia coli* adalah salah satu bakteri yang umumnya menyebabkan infeksi pada implan ortopedik. Bakteri *E. coli* mempunyai kemampuan pembentukan biofilm pada permukaan implan. (Riberio dkk, 2012)

Upaya untuk mengatasi infeksi pada implan yang disebabkan bakteri telah banyak dilakukan, seperti merekayasa kekasaran permukaan, hidrofobisitas permukaan dan pelapisan dengan material bersifat antimikroba seperti partikel nano perak (AgNPs), antibiotik, dan zirkonia (Yuehuei dkk, 2000). Mekanisme antimikroba utama dari AgNPs adalah dengan pelepasan ion perak yang menyerang sel dinding bakteri. AgNPs juga menyerang bakteri melalui mekanisme penetrasi sel, radikal bebas. Ion perak juga bisa menyerang DNA sel bakteri. AgNPs



dapat disintesis dengan beberapa macam cara, yaitu secara fisika, kimia, maupun biologi. Dari ketiganya yang paling umum dipakai adalah dengan metode kimia, yaitu mereduksi garam Ag dengan zat suatu zat kimia. Namun zat pereduksi yang biasa dipakai bersifat toksik dan berbahaya bagi lingkungan, sehingga peneliti mencari alternatif lain. Salah satu alternatifnya yaitu mereduksi garam Ag dengan polimer alam. Salah satu polimer alam yang pernah digunakan untuk menyintesis AgNPs adalah kitosan, serta juga dikompositkan dengan AgNPs itu sendiri (Liangpeng dkk, 2014). Namun penelitian lapisan tipis kitosan/AgNPs belum banyak dilakukan. Kitosan diketahui memiliki sifat biokompatibilitas yang baik. Dari penelitian-penelitian yang telah dilakukan, belum ada yang membahas pengaruh konsentrasi Ag pada komposit lapisan tipis kitosan/AgNP terhadap sifat antimikroba dan biokompatibilitasnya. Pada penelitian ini dilakukan pendeposisian lapisan tipis kitosan/AgNPs pada permukaan substrat SS 316 L dengan metode elektroforesis serta variasi konsentrasi Ag 0; 0,5; 1; 1,5 mM.

## **I.2 Rumusan Masalah**

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh konsentrasi Ag terhadap morfologi lapisan tipis komposit kitosan/AgNPs?
2. Bagaimana pengaruh konsentrasi Ag terhadap sifat antimikroba lapisan tipis komposit kitosan/AgNPs?
3. Bagaimana pengaruh konsentrasi Ag terhadap biokompatibilitas lapisan tipis komposit kitosan/AgNPs?
4. Bagaimana pengaruh konsentrasi Ag terhadap adhesi lapisan tipis komposit kitosan/AgNPs?

## **I.3 Batasan Masalah**

Hal-hal yang dianggap sebagai batasan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:



1. Konsentrasi  $\text{AgNO}_3$  dan  $\text{CH}_3\text{COOH}$  dianggap sama dengan standar produk.
2. Aquades yang digunakan dianggap murni.

#### **I.4 Tujuan Penelitian**

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisis pengaruh konsentrasi Ag terhadap morfologi dari lapisan tipis kitosan/AgNPs.
2. Menganalisis pengaruh konsentrasi Ag terhadap sifat antimikroba dari lapisan tipis kitosan/AgNPs
3. Menganalisis pengaruh konsentrasi Ag biokompatibilitas dari lapisan tipis kitosan/AgNPs.
4. Menganalisis pengaruh konsentrasi Ag terhadap adhesi lapisan tipis komposit kitosan/AgNPs.

#### **I.5 Manfaat**

Penelitian ini diharapkan dapat mendukung riset pelapisan implan SS 316L dengan material pelapis kitosan/AgNPs dan dikembangkan lebih jauh sampai taraf pengaplikasian.



LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Biomaterial sebagai Material Implan**

Biomaterial dapat didefinisikan sebagai material yang digunakan untuk membuat alat sebagai pengganti bagian atau fungsi tertentu dari bagian tubuh yang dapat diterima secara biologis. Berhasilnya suatu implan bergantung pada tiga faktor besaran yakni sifat dan biokompatibilitas dari implan, kondisi kesehatan dari pasien, dan kecakapan dari ahli bedah. Sifat dari implan disesuaikan dengan kebutuhan dari bagian/fungsi tubuh yang ingin diganti (Park, 2007). *European Society for Biomaterials* memberikan beberapa definisi dari biokompatibilitas. Definisi pertama, yang dikeluarkan tahun 1987, menyatakan biokompatibilitas adalah kemampuan material untuk menyesuaikan diri dengan respons tubuh induk pada situasi spesifik. Kemudian didefinisikan kembali menjadi konsep yang lebih komplit, yaitu kemampuan biomaterial untuk melakukan fungsinya sesuai yang diinginkan berdasarkan terapi medis, tanpa menimbulkan efek lokal maupun sistemik yang tidak diinginkan, tetapi menimbulkan respon yang menguntungkan baik dalam skala selular maupun jaringan pada situasi spesifik dan mengoptimasi terapi yang relevan secara klinis. Biokompatibilitas salah satunya adalah memiliki sitotoksitas yang rendah. Pemahaman yang mendalam terkait biokompatibilitas terbatas oleh pengetahuan yang terbatas terkait proses biologi yang terjadi pada interaksi antara material dan sel (Susana dkk, 2012).

Menurut sejarah, penggunaan material asing pada tubuh dimulai pada zaman Mesir kuno. Kemudian di masa *Golden Age of Islam*, Al-Zahrawi menerjemahkan dan memodifikasi manuskrip medis kuno tersebut serta mengenalkan banyak alat medis yang nantinya akan digunakan sebagai rujukan alat bedah modern, seperti usus kucing sebagai benang jahit, ujung berlian yang digunakan sebagai alat pemindah batu ginjal, dan masih banyak yang lain (Salim, 2012). Pada kurun waktu 1860an, Dr. J.





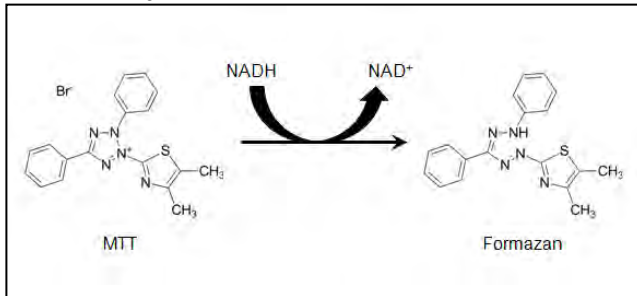
Lister mencoba membuat alat medis dan implan yang terbuat dari besi, perak, platinum, dan emas. Namun sebagian besar material tersebut menyebabkan infeksi setelah dilakukannya implantasi. Lane merancang pelat fraktur di awal tahun 1900 dengan menggunakan baja. Sherman memodifikasi pelat Lane untuk mengurangi konsentrasi tegangan dengan menghilangkan ujung lancip. Dia menggunakan baja paduan Vanadium untuk ketangguhan dan keuletannya. Kemudian Zierold membuat Stellite<sup>®</sup> (paduan Co-Cr) yang merupakan material paling inert untuk implantasi pada tahun 1924. Tidak lama setelah itu, baja tahan karat 18-8 (18%Cr, 8 % Ni) dan 18-8sMo (2–4%Mo) diperkenalkan karena sifat antikorosinya, di mana 18-8sMo resisten terhadap korosi pada larutan garam. Selanjutnya paduan lain (19%Cr, 9%Ni) dengan nama produk Vitallium<sup>®</sup> diperkenalkan. Logam mulia, Tantalum, diperkenalkan pada 1939 namun dikarenakan sifat mekaniknya yang buruk dan pemrosesannya yang rumit membuatnya kurang diminati pada bidang ortopedi. Secara umum, implan ortopedi harus memenuhi ketentuan berikut (Park, 2007)

1. Diterimanya implan oleh permukaan jaringan
2. Penerimaan farmologi (nontoksik, nonalergen, nonimunogenik, nonkarsinogenik, dan lain-lain)
3. Inert secara kimiawi dan tidak terdegradasi
4. Kekuatan mekanik yang memadai
5. Waktu lelah yang memadai
6. Berat dan massa jenis yang sesuai
7. Relatif ekonomis, dapat direproduksi, dan mudah difabrikasi untuk skala produksi yang besar

Sebagaimana yang telah dijelaskan, salah satu aspek dari suatu material memiliki biokompatibilitas yang baik adalah memiliki sitotoksitas yang rendah. Pengujian sitotoksitas yang paling banyak dipakai dewasa ini adalah dengan MTT Assay. MTT Assay mengukur berapa banyak sel hidup yang dikenakan material tertentu. Sel hidup pada pengujian MTT assay ditandai dengan cairan berwarna ungu pada *microplate*. Warna ungu ini

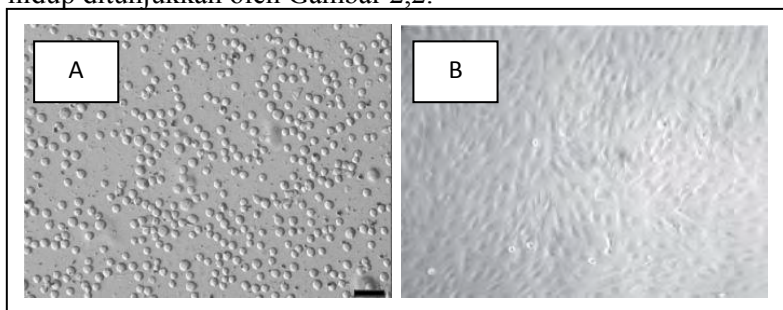


berasal dari zat produk formazan yang merupakan hasil reduksi MTT (3-(4,5-dimetiliazol-2-il)-2,5-difeniltetrazolium bromida) oleh proses metabolisme sel. Gambar 2.1 menyajikan skema reduksi MTT menjadi formazan.



**Gambar 2. 1** Skema Reduksi MTT menjadi Formazan (Terry dkk, 2016)

Ketika sel mati, sel kehilangan kemampuan untuk mengonversi MTT menjadi formazan (Terry dkk, 2016). Tan dkk (2015) menjelaskan sel hidup ditandai dengan sel yang berbentuk seperti gelendong dan berbentuk poligon. Sedangkan sel mati ditandai dengan alterasi sel yang di mana sel cenderung berbentuk bulat yang berarti sel tersebut mengalami apoptosis. Sel mati dan hidup ditunjukkan oleh Gambar 2,2.

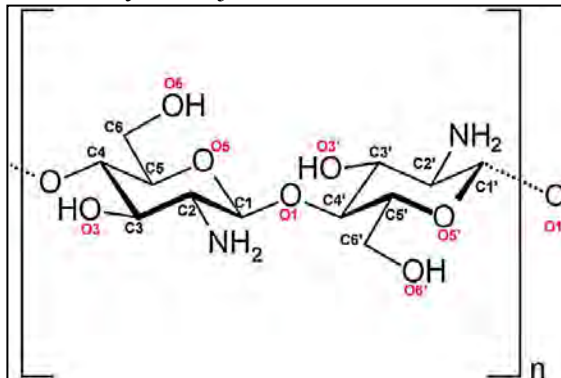


**Gambar 2. 2** A. Sel Mati (Hailong dkk, 2010) B. Sel Hidup (Kikku dkk, 2012) Teramati Mikroskop Inverted



## 2.2 Kitosan

Material limbah hasil pemrosesan cangkang kerang dapat diproses menjadi kitin, ataupun lebih jauh lagi dapat diproses menjadi kitosan. Produksi kitosan terdiri dari beberapa proses, yaitu dekalsifikasi, deproteinisasi, dan penghilangan warna serta deasetilasi dengan alkali kuat di bawah temperatur dan tekanan tinggi ataupun melalui proses enzimatik. Struktur kitosan disertai penomoran cincinnya ditunjukkan oleh Gambar 2.3.



**Gambar 2.3** Struktur Kitosan Dengan Penomoran Cincin (Anadkk, 2017)

Kitosan adalah polisakarida alami yang didapatkan dari proses deasetilasi parsial atau penuh dari kitin. Kitosan merupakan senyawa organik terbesar yang ada di Bumi setelah selulosa. Struktur kitosan mirip seperti kitin, perbedaannya terletak pada gugus fungsi yang terletak di posisi C-2. Kitin memiliki gugus hidroksil (-OH) dan gugus N-asetilamin (-NHCOCH<sub>3</sub>). Di sisi lain, pada kitosan posisi C-2 ditempati oleh gugus amino (-NH) (Shakeel dan Saiqa, 2017).

Kitosan merupakan senyawa turunan N-deasetilasi dari kitin, polisakarida yang berbentuk linear yang terdiri dari unit glukosamin dan N-asetilglukosamin yang terikat oleh ikatan  $\beta$ -(1 $\rightarrow$ 4) glikosidik. Fraksi unit glukosamin dari kitosan lebih besar dari 50%. Kitosan larut dalam cairan asam dengan pH di bawah 6.



Kelompok amino bebas terprotonasi menstimulasi kelarutan molekul kitosan. Dalam media asam, polisakarida terkonversi menjadi polielektrolit. Kelarutan terjadi dikarenakan protonasi dari kelompok  $-NH_2$  pada posisi C-2 dari unit D-glukosamin (Adhikari dkk, 2017). Asam asetat bereaksi dengan air menghasilkan ion hidronium yang mempercepat pelarutan kitosan melalui reaksi protonasi kelompok  $-NH_2$ . Reaksi tersebut dinyatakan oleh Reaksi 2.1 (Rinaudo dkk, 1999):



Kitosan memiliki sifat biokompatibilitas, biodegradabilitas yang baik, serta toksisitas, karsinogenik, dan imunogenik yang rendah sehingga dapat diaplikasikan secara luas pada bidang medis seperti terapi gen, *wound dressing*, *tissue engineering*, *blood coagulant*, regenerasi tulang, dan agen antimikroba. Lebih jauh lagi kitosan digunakan pada bidang industri seperti komestik, kertas, perlakuan limbah air, dan zat tambahan pada makanan dan pakan hewan. (Adhikari dkk, 2017).

Kitosan dan turunan-turunannya telah menarik banyak perhatian sebagai agen antimikroba terhadap bakteri, fungi, dan virus. Kitosan juga memiliki manfaat sebagai sanitiser dikarenakan aktivitas antimikrobanya yang baik. Kitosan telah dimanfaatkan secara komersial pada industri penyimpanan dan pengawetan makanan. Mekanisme inhibisi mikroba yang paling dikenal adalah interaksi antara kitosan yang bermuatan positif dengan grup fungsional dari protein membran pada permukaan sel bakteri yang bermuatan negatif. Interaksi tersebut juga menstimulasi efek sekunder yang menyebabkan destabilisasi dari dinding sel melalui proses tak langsung. Mekanisme antimikroba lainnya adalah berikatannya kitosan dengan DNA dan RNA setelah terjadinya penetrasi dinding sel bakteri sehingga menghambat sintesis asam nukleat (Adhikari dkk, 2017). Hasil observasi yang dilakukan Coma dkk (2008) menunjukkan *Confocal Laser Scanning Microscopy* menunjukkan adanya oligomer kitosan dalam *Escheria coli* yang di mana



*Epifluorescence Microscopy* menunjukkan kitosan mengganggu sintesis asam nukleat bakteri.

Terkait dengan biokompatibilitas dari efek sitotoksitas, kitosan juga berpotensi bersifat toksik. Secara umum tren yang ada dari literatur menyatakan bahwa kitosan menunjukkan tingkat toksisitas tertentu bergantung pada dosisnya. Semakin tinggi dosisnya, makin beracun kitosan tersebut. Toksisitas dari kitosan juga dipengaruhi oleh derajat desetilasinya. Semakin tinggi derajat deasetilasi semakin kitosan bersifat toksik. Kitosan bermuatan positif jika dibandingkan dengan sel, sehingga menunjukkan interaksi yang cukup besar dengan membran sel yang bermuatan negatif (sekitar -70mV) (Susana, 2012).

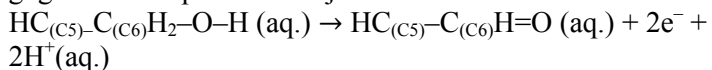
Kitosan diketahui memiliki kemampuan untuk mereduksi ion logam, salah satunya perak. Ion perak tereduksi bersamaan dengan teroksidasinya gugus hidroksil dari molekul kitosan (Ivan dan Branka, 2004). Berikut adalah reaksi oksidasi dan reduksi yang dijabarkan oleh Ana dkk (2017):

Persamaan 2.2 menunjukkan setengah reaksi reduksi Ag:



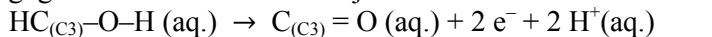
Setengah reaksi oksidasi pada tiap cincin kitosan ditunjukkan oleh persamaan-persamaan berikut:

1. Persamaan setengah reaksi oksidasi yang terjadi pada gugus alkohol primer ditunjukkan oleh Persamaan 2.3:



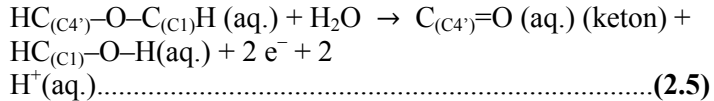
(aldehida).....(2.3)

2. Persamaan setengah reaksi oksidasi yang terjadi pada gugus alkohol sekunder ditunjukkan oleh Persamaan 2.4:

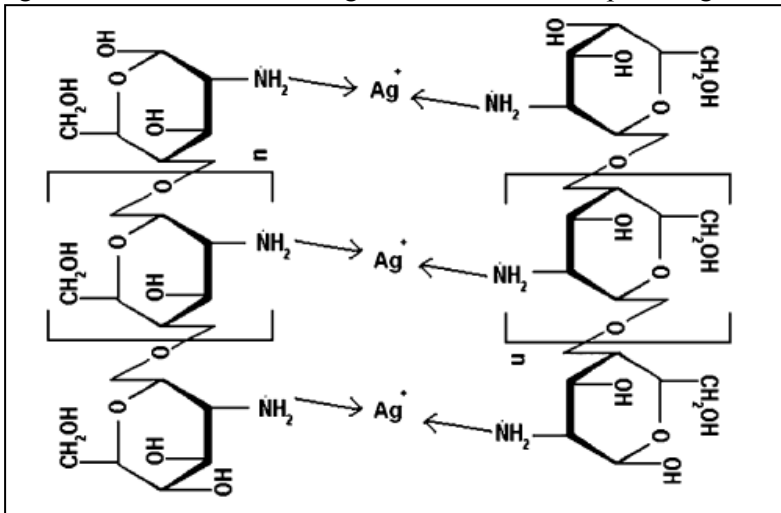


(keton).....(2.4)

3. Persamaan setengah reaksi oksidasi yang terjadi pada gugus yang mengandung ikatan glikosidik ditunjukkan oleh Persamaan 2.5:



Kitosan adalah polimer yang berkemampuan untuk mengelat logam. Kitosan memiliki kapasitas adsorpsi yang baik untuk beberapa ion logam dikarenakan gugus amino ( $-\text{NH}_2$ ) dan hidroksil ( $-\text{OH}$ ) pada strukturnya. Juga sifat yang sangat penting dari kitosan adalah kemampuannya untuk mengelasi ion logam berat. Skema proses kelasi kitosan dengan logam Ag dipresentasikan oleh Gambar 2.4. Pada gambar tersebut kita bisa melihat bahwa dengan elektron nitrogen, amino berfungsi sebagai ligan/titik ikatan untuk ion logam, membentuk kompleks logam.



**Gambar 2. 4** Mekanisme Kelasi Kitosan Pada Ion Ag (Varsha dkk, 2013)

### 2.3 Nanopartikel Ag (AgNPs)

Nanopartikel Ag (AgNPs) secara umum berukuran 1-100 nm dengan minimal berdimensi satu. Dengan berkurangnya ukuran partikel, perbandingan luas permukaan dengan volume dari AgNPs bertambah signifikan sehingga menimbulkan banyak



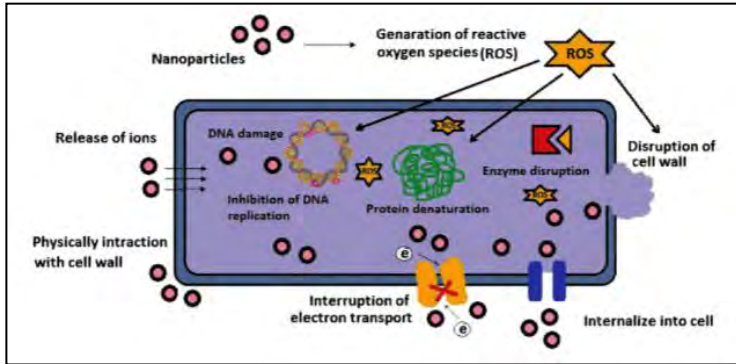
perubahan pada sifat fisis, kimiawi, dan biologinya. AgNPs telah banyak digunakan berbagai macam aplikasi untuk diagnosis, treatment, *drug delivery*, pelapis peralatan medis, *wound dressing*, tekstil medis, dan alat kontrasepsi disebabkan sifat antibakteri, antijamur, antivirus, dan antiinflamasi. AgNPs dapat disintesis dengan beberapa macam cara, yaitu secara fisika, kimia, maupun biologi. Teknik evaporasi/kondensasi adalah teknik yang paling utama dalam metode fisika. Teknik evaporasi/kondensasi menggunakan tabung *furnace* di bawah tekanan atmosfer untuk menghasilkan AgNPs. Namun tabung *furnace* konvensional memiliki beberapa kelemahan, seperti konsumsi energi yang tinggi dan membutuhkan waktu yang lama untuk mencapai panas yang stabil. Reduksi kimiawi adalah metode sintesis AgNPs yang paling sering digunakan. Tiga komponen dalam sintesis AgNPs untuk mengontrol pertumbuhan AgNPs adalah garam perak, reduktan, dan *stabilizer*. Dalam hal ini,  $\text{AgNO}_3$  adalah garam perak yang paling sering digunakan dikarenakan harganya yang murah dan kestabilan kimiawinya dibanding garam perak yang lain. Reduktan yang digunakan beberapa di antaranya yaitu senyawa borohidrida, sitrat, askorbat, dan gas hidrogen. Stabilizer digunakan untuk mencegah agregasi dari AgNPs. Material yang digunakan sebagai stabilizer adalah surfaktan, ligan, atau polimer yang memiliki gugus fungsi seperti polivinil pirolidon, polietilen glikol, asam metakrilat, polimetil metakrilat, dan masih banyak yang lain. Sintesis bio menarik banyak perhatian peneliti dikarenakan kebutuhan akan sintesis yang ramah lingkungan, baik agen pereduksi ataupun *stabilizer*-nya. Agen pereduksi tersebut di antara lain protein, peptida, karbohidrat, beberapa spesies bakteri, jamur, ragi, alga, dan tanaman. (Liangpeng dkk, 2014).

Dalam aplikasi antimikroba, perak secara umum digunakan dalam bentuk nitrat, tetapi ketika perak yang digunakan dalam bentuk nanopartikel, terdapat peningkatan luas permukaan sehingga memberikan sifat-sifat baru yang muncul (Prabhu dan Poulouse, 2012). Efek antimikroba yang paling



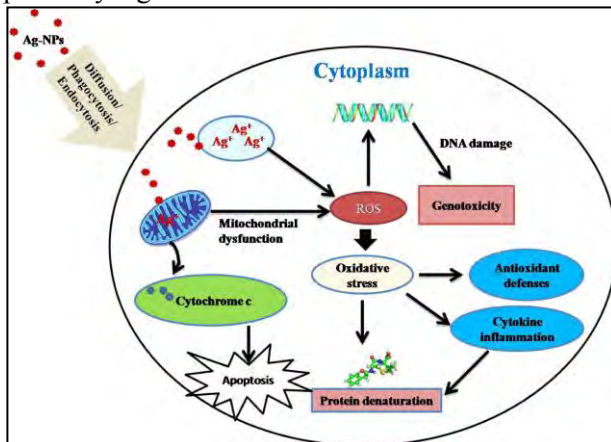
masyhur diketahui adalah pegaruhnya pada aktivitas metabolik selular dan potensinya menghasilkan banyak efek sekunder, seperti *Reactive Oxygen Species* dan penghancuran DNA. Mekanisme antimikroba utama dari nanopartikel perak adalah dengan pelepasan ion perak (Humberto dkk, 2014). Ion perak berinteraksi dengan sel dinding bakteri, membran plasma, DNA, dan protein bakteri. Sel bakteri terdiri dari dinding peptidoglikan yang terdiri dari gula dan asam amino yang berada di luar membran plasma. Ion perak mampu berikatan dengan peptidoglikan yang bermuatan negatif, sehingga ion perak mampu berikatan dengan gugus thiol (-SH) dari reseptor dan enzim sepanjang membran peptidoglikan yang menyebabkan kerusakan struktur peptidoglikan dan menghilangkan kemampuan enzim metabolis oksigen dari bakteri. Hal tersebut menyebabkan matinya bakteri (Liya dkk, 2012). Partikel nano perak memiliki kemampuan untuk melakukan penetrasi pada dinding sel bakteri sehingga terjadi perubahan struktur pada membran sel seperti permeabilitas yang berkonsekuensi kematian sel (Prabhu dan Poulouse, 2012). Pembentukan radikal bebas dari nanopartikel perak juga menjelaskan kematian dari sel bakteri. Hasil dari spektroskopi resonansi spin elektron menunjukkan adanya radikal bebas yang dihasilkan oleh nanopartikel perak yang mampu merusak membran sel bakteri sehingga menyebabkan sel bakteri mati (Humberto dkk, 2014). DNA bakteri yang bermuatan negatif pun mampu menjadi sasaran dari ion perak. Ion perak berdifusi masuk ke dalam sel bakteri kemudian berikatan dengan basa DNA menyebabkan proses replikasi dan transkripsi DNA bakteri terhambat (Liya dkk, 2012). Gambar 2.5 mengilustrasikan antimikroba AgNPs terhadap bakteri.





**Gambar 2. 5** Ilustrasi Antimikroba AgNPs terhadap Bakteri (Solmaz dkk, 2014)

Dalam beberapa penelitian, AgNPs dilaporkan bersifat toksik pada beberapa tipe sel di antaranya sel *human peripheral blood mononuclear*, sel neuroendokrin, sel hati tikus, dan *mouse germline* (Liangpeng dkk, 2014). Mahmuda dkk (2018) menjelaskan AgNPs menginduksi sitotoksitas dengan melalui beberapa cara yang diilustrasikan oleh Gambar 2.6.



**Gambar 2. 6** Mekanisme Toksisitas Ag pada Sel (Mahmuda dkk, 2018)



AgNPs dapat memasuki sel melalui proses difusi, fagositosis, atau endositosis. Di dalam sel, AgNPs sendiri ataupun ion  $\text{Ag}^+$  menstimulasi *Reactive Oxygen Spesies* (ROS) sehingga menyebabkan oksidatif stres. Produksi ROS yang berlebih mampu mendenaturasi protein antiapoptosis yang berbeda dan menginisiasi protein proapoptosis sehingga memicu terjadinya apoptosis. Pada mitokondria, AgNPs merusak potensial membran mitokondria yang kemudian menyebabkan pelepasan sitokrom c pada sitosol sehingga terjadilah apoptosis yang diperintah oleh mitokondria itu sendiri. Liangpeng dkk (2014) menjelaskan pengaruh AgNPs pada membran sel. AgNPs yang terionisasi dalam sel mengaktifasi channel ion sehingga mengubah permeabilitas sel terhadap kalium dan natrium sehingga mengganggu proses metabolisme yang ada di dalam sel.

## **2.4 Komposit Kitosan/AgNPs**

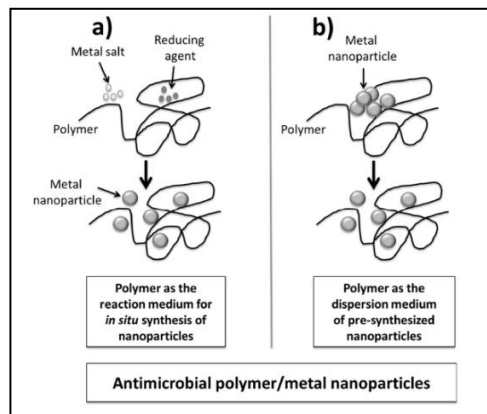
Kitosan bersifat antimikroba, namun tidak dalam jangka waktu yang lama. Dongwei dkk (2009) dalam penelitiannya membandingkan efek antimikroba antara lapisan kitosan murni dengan lapisan komposit kitosan/AgNPs dengan konsentrasi  $\text{AgNO}_3$  yang divariasikan selama sintesisnya. Penelitian tersebut menunjukkan dari 20 hari masa inkubasi, tidak terlihat adanya pertumbuhan koloni bakteri selama 18 hari. Sedangkan pada komposit /AgNPs tidak terlihat adanya koloni bakteri sampai masa inkubasi selesai. Hal tersebut menunjukkan keterbatasan kitosan sebagai agen antimikroba. Dalam penjelasan Dongwei dkk (2009), kitosan yang merupakan polimer bio bermuatan positif berimplikasi terhadap kemampuannya untuk bersifat antimikroba. Kitosan merusak membran sel bakteri dengan menarik dinding sel bakteri yang bermuatan negatif sehingga dinding sel bakteri rusak dan menyebabkan kematian sel. Sel bakteri yang mati menempel pada permukaan kitosan sehingga mengurangi aktivitas antimikrobanya. Hal ini bersifat kontradiktif dengan komposit kitosan/AgNPs yang terus menunjukkan sifat



antimikrobanya walaupun sel bakteri yang mati menempel pada seluruh permukaan kitosan.

AgNPs menghadapi tantangan besar sebagai pelapis antibakteri dikarenakan sifatnya yang mudah teragregasi serta berpotensi bersifat toksik pada manusia dan lingkungan. Komponen polimer dalam pelapis antibakteri secara umum berperan sebagai penstabil dalam proses sintesis AgNPs. Proses sintesis AgNPs secara umum pun kebanyakan menggunakan bahan-bahan kimia yang berbahaya (Liya dkk, 2013)

Secara umum, preparasi komposit polimer/logam dapat dilakukan dengan dua cara tergantung pada di mana nanopartikel disintesis: Gambar 2.7 (a) Sintesis in situ dengan menggunakan matriks polimer sebagai media reaksi, dan (b) Sintesis eks situ di mana polimer hanya berperan sebagai media dispersi (Humberto, 2015)



**Gambar 2. 7** Preparasi Komposit Nano Polimer/Logam  
(Humberto, 2014)

## 2.5 Material Implan Ortopedi

Material yang digunakan secara luas sebagai implan orthopedi adalah logam dan paduannya. Logam yang pertama kali dikembangkan secara spesifik untuk manusia adalah Baja



Vanadium Sherman yang digunakan sebagai bahan dari pelat dan sekrup untuk tulang patah. Logam yang paling banyak digunakan untuk memanufaktur implan seperti Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Mo, dan W dapat ditoleransi oleh tubuh dalam jumlah yang tak banyak. Salah satu yang menjadi pertimbangan dalam pemilihan material berbahan logam tertentu sebagai implan adalah korosivitasnya. Salah satu material tahan korosi adalah baja tahan karat austenitik 316L (SS 316L). SS 316L digunakan secara luas sebagai implan. SS 316L tidak mampu dikeraskan dengan perlakuan panas namun dapat dikeraskan dengan pengerjaan dingin. Kelompok baja tahan karat ini bersifat non-magnetik dan memiliki sifat tahan korosi yang lebih baik dibanding baja tahan karat lain (Park, 2007). Komposisi baja tahan karat 316L dinyatakan oleh Tabel 2.1.

**Tabel 2. 1** Komposisi Baja Tahan Karat 316L (Park, 2007)

Unsur	Komposisi (%w)
C	Maksimal 0,03
Mn	Maksimal 2
P	Maksimal 0,025
S	Maksimal 0,01
Si	Maksimal 0,75
Cr	17-19
Ni	13-15
Mo	2,25-3
N	Maksimal 0,1
Cu	Maksimal 0,5
Fe	<i>Balance</i>

Kromium yang ada pada paduan ini berperan penting dalam sifat resistennya terhadap korosi karena membentuk lapisan  $\text{Cr}_2\text{O}_3$  pada permukaannya yang bersifat pasif. Kadar karbon pada paduan ini disedikitkan karena karbon mampu membentuk kromium karbida sepanjang batas butir yang meninggalkan area kosong di mana kromiumnya terpapar keluar sehingga berpotensi terjadinya korosi (Buddy, 2013). SS 316L



cocok digunakan sebagai alat implan temporer, seperti pelat fraktur dan sekrupnya, susuk panggul, dan masih banyak yang lain (Park, 2007).

Penempatan implan pada tubuh selalu diiringi dengan resiko infeksi mikroba. Infeksi merupakan masalah utama ortopedik yang menyebabkan kegagalan implan. Infeksi implan disebabkan oleh adhesi bakteri pada permukaan implan yang kemudian diikuti pembentukan biofilm. Pembentukan biofilm terdiri dari beberapa proses, diawali oleh penempelan sel bakteri pada permukaan implan, kemudian diikuti proliferasi multi-lapisan sel bakteri dan adhesi interselular dalam matriks ekstraselular polisakarida (Riberio dkk, 2012).

Infeksi pada material implan orthopedi sedikit berbeda dengan material implan yang lain. Pertama, karena infeksi tersebut biasanya berkembang setelah berbulan-bulan atau bertahun-tahun setelah pengimplanan. Kedua, infeksi tersebut sulit dideteksi selama pemeriksaan rutin. Ketiga, pada implan orthopedi, sulitnya memberikan antibiotik dengan dosis yang tinggi pada titik yang dituju. Oleh karena itu, infeksi pada orthopedi acapkali membutuhkan pengaplikasian antibiotik yang berulang dengan resiko peningkatan resistensi antibiotik. Masalah lainnya adalah perawatan infeksi kronis selain membutuhkan terapi antibiotik dengan dosis yang tinggi, juga penggantian implan yang menyebabkan rasa sakit, rasa tidak nyaman, serta membutuhkan biaya yang tinggi. Melihat hal ini, 2004 *Association of Bone and Joint Surgeons Musculoskeletal Infection Workshop* menyarankan material yang dapat dilakukan dengan dua cara: (1) Permukaan yang dibuat dari material resisten terhadap adhesi bakteri, (2) Material implan yang diresapi atau dilapisi material yang bersifat antimikroba (Buddy, 2013)

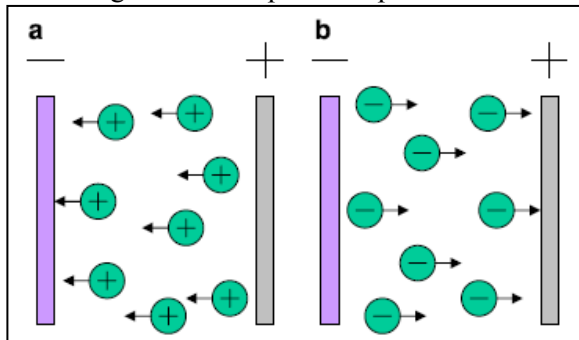
Jika adhesi bakteri terjadi sebelum regenerasi jaringan terjadi, sistem pertahanan tubuh inang biasanya tidak mampu mencegah kolonisasi beberapa spesies bakteri yang mampu membentuk lapisan protektif biofilm. Oleh karena itu, pencegahan adhesi bakteri implan sangatlah penting karena



biofilm bersifat resisten terhadap sistem imun dan antibiotik. Sebagai implan ortopedik, material implan haruslah mendukung adhesi sel tubuh dan mencegah adhesi bakteri (Riberio dkk, 2012).

## 2.6 Deposisi Elektroforesis

Deposisi elektroforesis (EPD) adalah teknik proses koloidal yang menggunakan mekanisme elektroforesis di mana partikel bermuatan tersuspensi bergerak dalam medan listrik, sehingga partikel tersebut terdepositasi pada permukaan substrat secara teratur membentuk lapisan tipis maupun tebal (Boccacini, 2014). Elektroforesis memiliki beberapa keuntungan seperti waktu formasi yang singkat, membutuhkan peralatan yang sederhana, dan tidak terlalu terpengaruh oleh bentuk substrat. Dalam elektroforesis, partikel yang bermuatan setelah terdispersi ataupun tersuspensi di dalam medium liquid tertarik dan terdeposit pada substrat dengan muatan yang berlawanan dikarenakan arus listrik searah yang diberikan. Perbedaan dari elektroforesis dan *electroplating* terletak pada basis materialnya. Elektroforesis berbasis suspensi partikel dalam pelarut sedangkan *electroplating* berbasis larutan garam (Laxmidhar dkk, 2006). Gambar 2.8 mengilustrasikan proses deposisi elektroforesis.



**Gambar 2. 8** Ilustrasi Proses Deposisi Elektroforesis (a) *Cathodic EPD* (b) *Anodic EPD* (Laxmidhar dkk, 2006)



Ada dua faktor yang mempengaruhi elektroforesis dari sisi ketebalan, yaitu waktu deposisi dan voltase. Laju deposisi untuk medan konstan berkurang dengan meningkatnya waktu deposisi. Deposisi bersifat linear pada awal waktu deposisi. Tetapi seiring dengan bertambahnya waktu, laju deposisi berkurang dan cenderung tetap pada laju tertentu pada waktu deposisi yang sangat lama. Hal ini terjadi dikarenakan ketika perbedaan potensial antar elektrode dijaga konstan, medan listrik semakin berkurang sebab terbentuknya lapisan insulasi pada permukaan elektrode. Tetapi pada waktu awal mula proses deposisi, massa yang terdeposit memiliki hubungan yang linear dengan bertambahnya waktu.

Massa yang terdeposit meningkat seiring meningkatnya potensial yang diberikan. Walaupun begitu, kualitas dari material yang terdeposit berkurang. Lapisan seragam terbentuk pada potensial bernilai sedang (25-100 V/cm), sedangkan film mengalami keretakan pada nilai potensial yang relatif lebih tinggi (>100 V/cm). Hal tersebut dikarenakan potensial yang lebih tinggi mendorong partikel lebih cepat. Akumulasi laju dari partikel yang mempengaruhi *packing behaviour* dari lapisan. Potensial yang lebih tinggi menyebabkan turbulensi pada suspensi sehingga lapisan dapat terganggu oleh aliran yang terjadi di sekitaran medium. Partikel dapat bergerak dengan sangat cepat sehingga tidak memiliki waktu yang cukup untuk mendapatkan posisi yang paling tepat untuk membentuk struktur yang padat (Laxmidhar dkk, 2006).

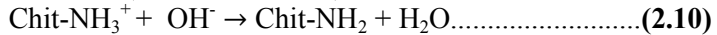
Pada proses elektroforesis kitosan/AgNPs, kitosan terdepositasi pada substrat karena medan listrik. Persamaan 2.8 dan 2.9 menyatakan reaksi yang terjadi pada katoda, terjadi reaksi sebagai berikut:



Dengan naiknya pH pada permukaan katoda disebabkan dekomposisi elektrokimia air, kitosan kehilangan muatannya dan membentuk deposit yang tak terlarut (Namir dkk, 2014).



Pendeposisian kitosan pada permukaan katoda dinyatakan oleh persamaan 2.10 (Namir dkk, 2014):

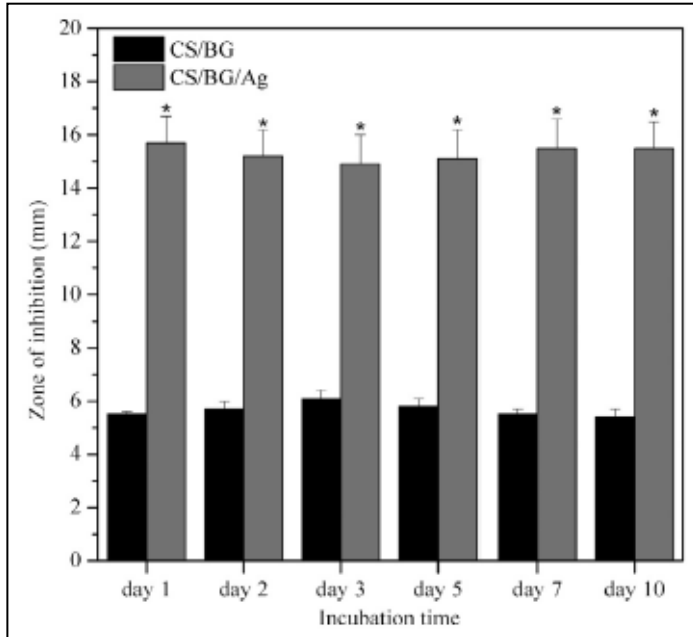


## 2.7 Penelitian Sebelumnya

Pada penelitian sebelumnya, mengenai yang dilakukan Wardhani (2017) dan Saputra (2017) dengan metode *Physical Vapour Deposition* menunjukkan korelasi antara jumlah AgNPs dengan sifat antimikroba. Wardhani (2017) memvariasikan waktu deposisi dengan hasil semakin lama waktu deposisi semakin banyak partikel Ag dan  $\text{TiO}_2$  pada substrat sedangkan Saputra (2017) memvariasikan luas area target dengan hasil semakin bertambahnya luas area target Ag semakin banyak partikel Ag yang terdeposisi. Semakin banyak jumlah partikel Ag yang terdeposit pada substrat, semakin besar zona inhibisi bakteri *Eschericia coli*.

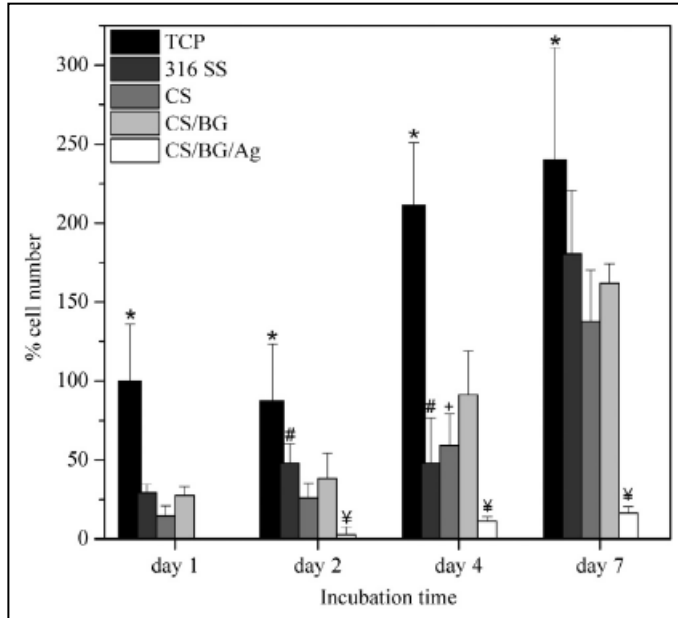
Dengan menggunakan metode deposisi elektroforesis, Pishbin dkk (2013) meneliti sifat antimikroba dan biokompatibilitas dari SS 316L tanpa pelapisan, dibandingkan dengan SS 316L yang dilapisi kitosan, komposit kitosan/bioglass, dan komposit kitosan/bioglass/AgNPs. Hasil penelitian tersebut menunjukkan adanya penurunan jumlah sel bakteri *Staphylococcus aureus* diakibatkan penambahan AgNPs pada lapisan tipis. Dalam aspek biokompatibilitas, penelitian menunjukkan bahwa penambahan AgNPs pada pelapisan berpotensi bersifat sitotoksik dikarenakan jumlah sel osteoblas yang lebih sedikit. Gambar 2.9 menunjukkan perbandingan jumlah sel bakteri pada SS 316L antara yang dilapisi kitosan/bioglass dan kitosan/bioglass/AgNPs.





**Gambar 2. 9** Grafik Perbandingan Jumlah Sel Bakteri pada SS 316L Antara yang Dilapisi Kitosan/Bioglass (CS/BG) dan Kitosan/Bioglass/AgNPs (CS/BG/AgNPs) (Pishbin dkk, 2013)

Gambar 2.10 menunjukkan perbandingan pengaruh pelapisan SS 316L dengan kitosan, kitosan/bioglass, dan kitosan/bioglass/AgNPs terhadap jumlah sel osteoblas.



**Gambar 2. 10** Grafik Perbandingan Pengaruh Pelapisan SS 316L dengan Kitosan (CS), Kitosan/Bioglass (CS/BG), dan Kitosan/Bioglass/AgNPs (CS/BG/Ag) Terhadap Jumlah Sel Osteoblas (Pishbin dkk, 2013)

Hal tersebut menunjukkan bahwa AgNPs berpotensi bersifat toksik pada tubuh manusia. Fenomena menurunnya jumlah sel hidup seiring dengan bertambahnya konsentrasi Ag yang pada penelitian ini sesuai dengan yang didapatkan oleh Skladanowski dkk (2016). Skladanowski dkk (2016) menggunakan sel fibroblas mencit L929 dalam penelitiannya dan memvariasikan konsentrasi AgNPs dengan konsentrasinya berturut-turut 1, 5, 10, 25, 50, dan 100  $\mu\text{g/mL}$ . Mona dkk (2016) meneliti pengaruh konsentrasi AgNPs pada lapisan komposit polietilen/AgNPs. Penelitian tersebut menunjukkan adanya penurunan jumlah bakteri *Eschericia coli* seiring dengan



## LAPORAN TUGAS AKHIR

### Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

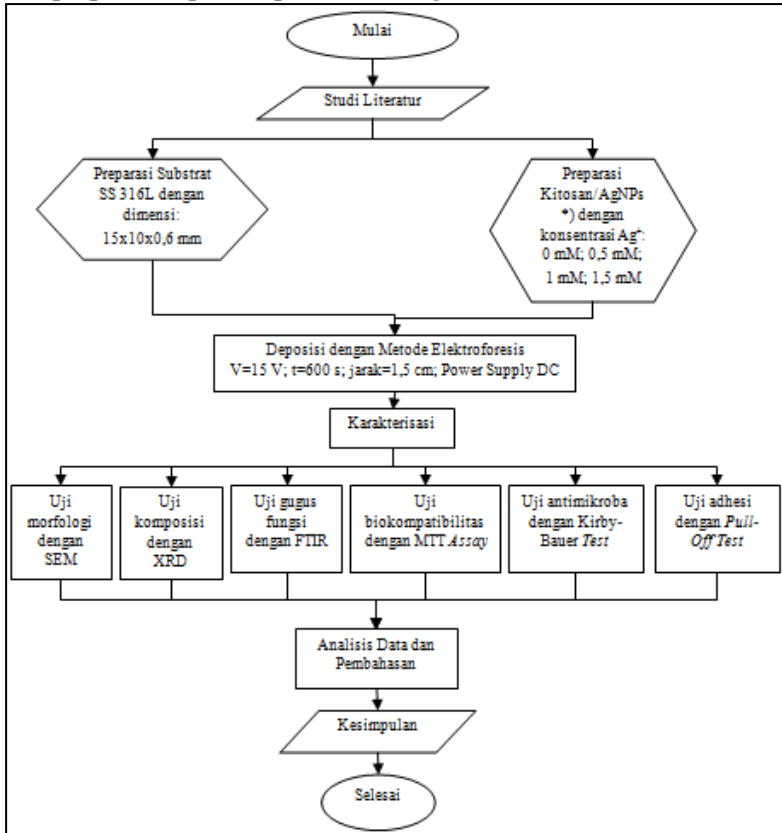
bertambahnya konsentrasi AgNPs. Penelitian-penelitian yang telah disebutkan belum ada yang mengombinasikan kitosan dengan AgNPs melalui proses elektroforesis seraya memvariasikan konsentrasi Ag terhadap sifat antimikroba dan biokompatibilitas.



### BAB III METODE PENELITIAN

#### 3.1 Diagram Alir

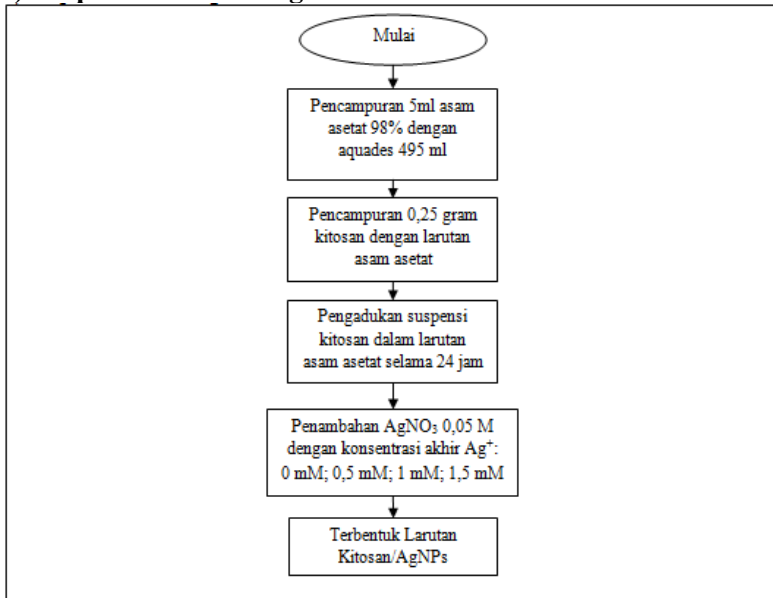
Gambar 3.1 dan 3.2 menampilkan diagram alir penelitian dan preparasi lapisan tipis kitosan/AgNPs



**Gambar 3. 1** Diagram Alir Penelitian



**\*) Preparasi Kitosan/AgNPs**



**Gambar 3. 2** Preparasi Lapisan Tipis Kitosan/AgNPs

### **3.2 Preparasi Sampel**

#### **3.2.1 Spesifikasi Bahan**

Bahan yang digunakan adalah kitosan, SS 316L, AgNO<sub>3</sub>, dan asam asetat. Kitosan didapatkan dari CV. ChiMultiguna dengan ukuran partikel sebesar 200-300 mesh dan derajat deasetilasi sebesar 94,88% . Baja tahan karat 316L didapatkan dari PT.Ngigas dengan ukuran 1000x1000 mm. AgNO<sub>3</sub> didapatkan dari UD. Sumber Ilmiah dengan konsentrasi sebesar 0,05 M. Asam asetat didapatkan dari UD. Sumber Ilmiah dengan konsentrasi sebesar 98%. Aquades didapatkan dari UD. Sumber Ilmiah.

#### **3.2.2 Preparasi substrat**

Substrat dipreparasi dengan memotong plat SS 316L dengan tebal 0,6 mm menjadi spesimen berdimensi 15x10 mm



untuk spesimen uji antimikroba, 40x40 mm untuk spesimen uji adhesi, dan 5x5 mm untuk uji biokompatibilitas. Kemudian spesimen diampas dari grade 80 hingga grade 1000. Setelah diampas, spesimen dibersihkan menggunakan alkohol.

### **3.2.3 Preparasi larutan AgNO<sub>3</sub>**

Pada penelitian ini, larutan lapisan tipis yang akan dideposisikan pada substrat SS 316L terdiri dari larutan lapisan tipis kitosan (Ag 0 mM) dan lapisan tipis kitosan/AgNPs dengan konsentrasi perak yang bervariasi dari 0,5-1,5 mM.

Larutan lapisan tipis kitosan (Ag 0 mM) dipreparasi pertama kali dengan mencampurkan 495 ml aquades dengan 5 ml asam asetat 98%. Kemudian larutan asam asetat tadi dicampurkan dengan 50 gram kitosan menghasilkan larutan suspensi. Larutan suspensi tersebut diaduk dengan *magnetic stirrer* pada temperatur kamar selama 24 jam.

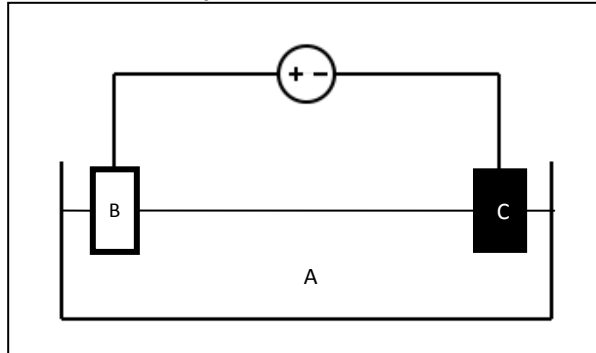
Larutan lapisan tipis kitosan/AgNPs dipreparasi pertama kali dilakukan dengan mencampurkan 495 ml aquades dengan 5 ml asam asetat 98%. Kemudian larutan asam asetat tadi dicampurkan dengan 50 gram kitosan menghasilkan larutan suspensi. Larutan suspensi tersebut diaduk dengan *magnetic stirrer* pada temperatur kamar selama 24 jam. Kemudian setelah selesai diaduk dengan menambahkan larutan AgNO<sub>3</sub> 0,05 M ke dalam larutan suspensi sampai konsentrasi AgNO<sub>3</sub> sebesar 0,5 mM. Penambahan AgNO<sub>3</sub> dilakukan kembali untuk larutan suspensi yang baru dengan konsentrasi sebesar 1 dan 1,5 mM.

### **3.3 Proses Deposisi Elektroforesis**

Proses deposisi elektroforesis dilakukan pertama dengan menghubungkan satu sisi substrat SS 316L dengan kutub negatif power supply DC dan menghubungkan satu sisi elektroda karbon dengan kutub positif. Kemudian sisi lain substrat SS 316L dan elektroda karbon dicelupkan ke dalam larutan suspensi dengan jarak diatur sebesar 1,5 cm. Nilai voltase pada power supply DC diatur menjadi sebesar 15 V. Kemudian proses deposisi pun dimulai dengan waktu deposisi sebesar 600 s. Setelah proses



deposisi selesai, substrat yang telah terlapis dibilas dengan aquades dan dikeringkan. Skema *set up* deposisi elektroforesis pada penelitian ini ditunjukkan oleh Gambar 3.3:



**Gambar 3. 3** Skema *Set Up* Deposisi Elektroforesis

Keterangan:

A: Larutan Suspensi

B: Elektrode Karbon

C: Substrat *Stainless Steel 316L*

### 3.4 Karakterisasi

#### 3.4.1 *Scanning Electron Microscopy/Energy Dispersive X-Ray (SEM/EDX)*

Pengujian SEM dilakukan di Departemen Teknik Material ITS dengan tujuan mengetahui morfologi permukaan lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNPs. Sampel yang digunakan berbentuk plat dengan ukuran 15x10 mm yang telah dilapisi kitosan dan kitosan/AgNPs yang kemudian dilapisi dengan Au-Pd di permukaannya. Mesin SEM/EDX yang digunakan pada penelitian ini ditunjukkan oleh Gambar 3.4.



**Gambar 3. 4** Mesin SEM/EDX

#### **3.4.2 X-Ray Diffraction (XRD)**

Pengujian XRD dilakukan di Departemen Teknik Material ITS. Tujuan dari pengujian ini adalah untuk mengidentifikasi unsur dan senyawa yang terbentuk pada lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNPs. Sampel yang digunakan berbentuk plat dengan ukuran 20x10 mm yang telah dilapisi kitosan dan kitosan/AgNPs. Mesin uji XRD yang digunakan pada penelitian ini ditunjukkan oleh Gambar 3.5.



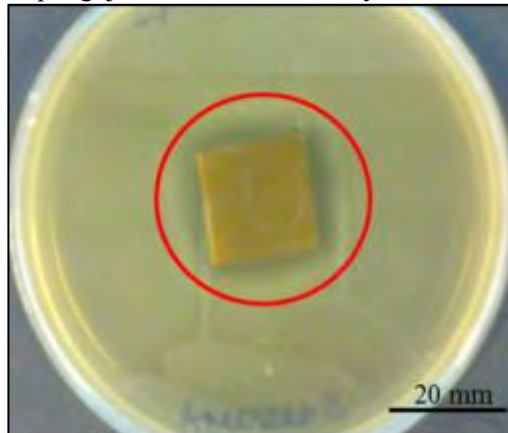
**Gambar 3. 5** Mesin XRD





### 3.4.3 Kirby-Bauer *Test*

Pengujian Kirby-Bauer *Test* dilakukan di Departemen Biologi ITS. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNPs terhadap bakteri *Eschericia coli*. *Eschericia coli* diletakkan pada media agar di cawan petri yang kemudian disusul oleh sampel dengan ukuran 20x10 mm. Bakteri kemudian dibiarkan berkembang selama 24 jam. Sifat antimikroba diukur secara kuantitatif dengan cara mengukur diameter dari zona inhibisi bakteri yang ditunjukkan oleh daerah yang tidak ditumbuhi bakteri. Gambar 3.6 menunjukkan pengujian antimikroba Kirby-Bauer *Test*.



**Gambar 3. 6** Pengujian Antimikroba

### 3.4.4 *Fourier-Transform Infrared Spectroscopy (FTI-R)*

Pengujian FTIR dilakukan di Departemen Teknik Material ITS. Pengujian ini bertujuan untuk melihat gugus fungsi yang ada pada sampel dan melihat gugus fungsi yang ada pada sampel kitosan dan kitosan AgNPs. Gambar 3.7 menunjukkan mesin FTIR yang digunakan pada penelitian ini.



**Gambar 3. 7** Mesin FTIR

#### **3.4.5 Uji biokompatibilitas**

Uji biokompatibilitas dilakukan dengan MTT *assay* dan pengamatan adhesi sel. MTT *assay* bertujuan untuk melihat viabilitas sel fibroblas yang ditandai dengan berubahnya tetrazolium yang berwarna kuning menjadi formazan yang berwarna ungu. MTT *assay* dan pengamatan dengan mikroskop inverted dilakukan di Pusat Veterinari Farma. Sel fibroblas diinkubasi selama 3 hari di dalam *microplate*. Sampel berdimensi 5x5 mm dimasukkan ke dalam *microplate*. Kemudian sel fibroblas beserta sampel diinkubasi selama 24 jam. Sel kemudian diamati dengan mikroskop inverted. 10  $\mu$ l larutan MTT ditambahkan ke dalam masing-masing *microplate* dan diinkubasi selama 4 jam pada temperatur 37°C. Setiap *microplate* kemudian ditambahkan 100  $\mu$ l larutan pelarut untuk melarutkan kristal formazan. Setelah tercampur, absorbansi warna ungu diukur oleh ELISA (*Enzyme-Linked Immunosorbent Assay*) Reader. Langkah untuk inkubasi 24 jam diulang kembali untuk inkubasi selama 48 jam. Mesin ELISA Reader ditunjukkan oleh Gambar 3.8



**Gambar 3. 8** Mesin ELISA Reader

#### **3.4.5 Uji adhesi (*Pull-Off Test*)**

Pengujian adhesi (*Pull-off Test*) dilakukan di CV. Multi Agung. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui kualitas adhesi dari lapisan tipis kitosan/AgNPs pada substrat SS316L berdimensi 400x400 mm. Permukaan *dolly* diberi lem khusus kemudian di permukaan yang sudah dilapisi lem ditempelkan pada permukaan lapisan sampel. Sampel dan *dolly* dibiarkan saling menempel selama satu hari kemudian ditarik dengan alat penarik. Nilai pengujian adhesi ditunjukkan oleh alat penarik dan ditampilkan dalam nilai kekuatan tarik.



### 3.6 Rancangan Penelitian

**Tabel 3. 1 Rancangan Penelitian**

Konsentrasi AgNO <sub>3</sub>	Pengujian					
	Uji SEM	Uji XRD	Uji FTIR	Uji Biokompatibilitas	Uji Antimikrobia	Uji Adhesi
0 mM	✓	✓	✓	✓	✓	✓
0,5 mM	✓	✓	✓	✓	✓	✓
1 mM	✓	✓	✓	✓	✓	✓
1,5 mM	✓	✓	✓	✓	✓	✓



*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



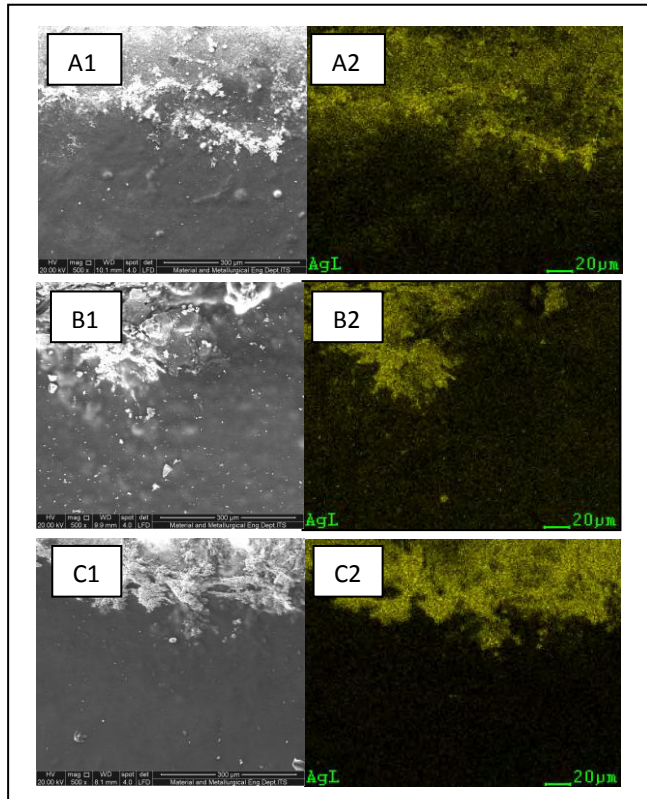
## **BAB IV**

### **ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN**

Berdasarkan prosedur yang telah dijelaskan pada bab III, maka didapatkan data-data berupa morfologi, persentase atom unsur-unsur pada permukaan sampel, dan ketebalan lapisan dengan pengujian SEM dan EDX, gugus fungsi dengan menggunakan FTIR, zona inhibisi bakteri dari uji antimikroba dengan metode *Kirby-Bauer Test*, *cell viability* dari pengujian biokompatibilitas dengan metode MTT Assay, serta adhesivitas material *coating* dengan metode *pull-off test*. Berikut adalah penjabaran dari masing-masing pengujian:

#### **4.1 Analisis Pengujian SEM/EDX**

Pengujian SEM dilakukan untuk mengidentifikasi morfologi permukaan dan ketebalan penampang melintang lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNPs. Sedangkan EDX dilakukan untuk mengidentifikasi unsur-unsur yang ada pada permukaan lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNPs. Gambar 4.1 menunjukkan morfologi permukaan lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNPs



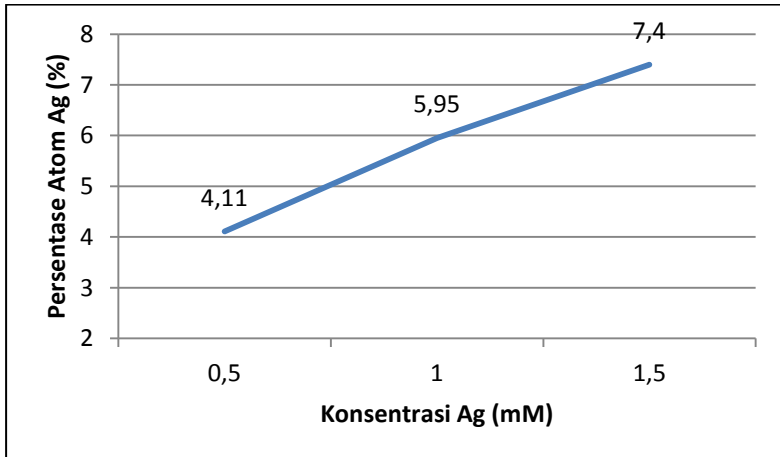
**Gambar 4. 1** Morofologi Permukaan Lapisan Tipis  
Kitosan/AgNPs (A1) Ag 0,5 mM (B1) Ag 1 mM (C1) Ag 1,5 mM  
dan Pemetaan Unsur Permukaan Permukaan Lapisan Tipis  
Kitosan/AgNPs (A2) Ag 0,5 mM (B2) Ag 1 mM (C2) Ag 1,5 mM

Dari Gambar 4.1 terlihat adanya gumpalan-gumpalan dan titik-titik berwarna putih. Deepen dkk (2013) menjelaskan gumpalan-gumpalan putih adalah Ag yang teraglomerasi sedangkan titik-titik putih adalah partikel nano Ag. Dengan bertambahnya konsentrasi Ag, gumpalan-gumpalan putih tersebut semakin membesar. Hal ini sesuai dengan penelitian yang



dilakukan oleh Binyu dkk (2010) dan Rupali dkk (2011). Bertambahnya konsentrasi Ag menyebabkan ukuran gumpalan putih semakin membesar. Binyu dkk (2010) menjelaskan konsentrasi Ag yang bertambah menyebabkan partikel nano Ag bertambah banyak dan berkumpul menjadi aglomerat Ag. Penjelasan Deepen dkk (2013) juga diperkuat setelah dilakukannya pemetaan unsur seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.1. Gumpalan-gumpalan dan titik-titik tersebut ditandai oleh warna kuning.

Dari pengujian menggunakan EDX didapatkan kadar Ag pada masing-masing sampel yang disajikan dalam bentuk grafik oleh Gambar 4.2.



**Gambar 4. 2** Grafik Pertambahan Persentase Atom Ag Terhadap Konsentrasi Ag

Dari EDX didapatkan data presentase atom Ag yang terbentuk pada sampel yang disajikan oleh Gambar 4.2. Gambar 4.2 menunjukkan penambahan konsentrasi Ag meningkatkan persentase atom pada permukaan sampel. Hal tersebut mengonfirmasikan bahwa penambahan konsentrasi Ag meningkatkan persentase atom Ag pada sampel yang jika dikaitkan dengan hasil SEM, penambahan persentasi atom Ag





ditandai dengan terbentuknya partikel-partikel putih yang semakin lama semakin banyak dan berkumpul menjadi aglomerat Ag. Tabel 4.1 menunjukkan ketebalan rata-rata lapisan dari masing-masing sampel.

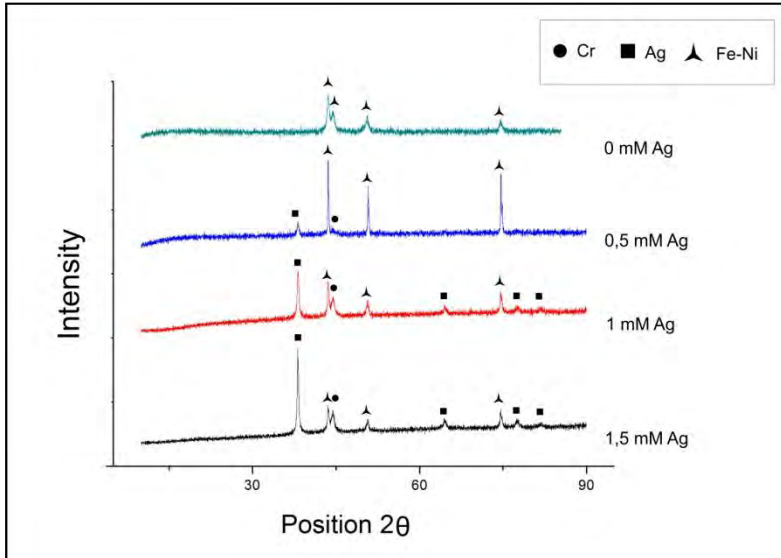
**Tabel 4. 1** Ketebalan Rata-Rata Lapisan

Sampel	Ketebalan Rata-Rata ( $\mu\text{m}$ )
0,5 mM	$6,57 \pm 0,394$
1 mM	$9,97 \pm 0,238$
1,5 mM	$8,16 \pm 0,994$

Pada Tabel 4.1 terlihat ketebalan rata-rata dari lapisan cenderung sama seiring dengan perubahan konsentrasi Ag. Menurut Laxmidhar dkk (2016) faktor yang mempengaruhi ketebalan lapisan pada proses elektroforesis dengan konsentrasi suspensi yang sama adalah nilai voltase dan lama waktu deposisi. Semakin besar nilai voltase maka semakin banyak material yang akan terdeposisi. Begitu juga dengan lama waktu deposisi. Semakin lama waktu deposisi maka akan semakin banyak material yang terdeposisi. Kena dkk (2017) menjelaskan penambahan konsentrasi Ag dengan jumlah kitosan yang sama pada suspensi tidak mempengaruhi kepada ketebalan lapisan.

#### 4.2 Analisis Pengujian XRD

Pengujian XRD digunakan untuk mengidentifikasi unsur dan senyawa yang terbentuk pada permukaan sampel lapisan tipis kitosan (0 mM Ag) dan kitosan/AgNPs. Gambar 4.3 menunjukkan grafik hasil pengujian XRD.



**Gambar 4. 3** Grafik Hasil Pengujian XRD Sampel 0; 0,5; 1; dan 1,5 mM Ag

Pada grafik XRD sampel 0 mM Ag, terdapat 4 puncak, yaitu 43,51; 44,53; 50,63; dan 74,50. Ketika dicocokkan menggunakan software HighScore Plus, puncak-puncak tersebut mewakili Fe-Ni dengan *reference code* 00-047-1417. Hal tersebut bersesuaian dengan yang dinyatakan Park (2007) bahwa Fe dan Ni merupakan salah dua dari unsur-unsur yang terkandung pada SS 316L. Pada grafik XRD sampel berkonsentrasi Ag 0,5 mM, terdapat satu puncak dengan nilai  $2\theta$  sebesar 38,15 yang merujuk pada Ag bersesuaian dengan *reference code* 03-065-2871. Pishbin dkk (2013) dan Maragoni dkk (2012) pun mendapatkan hasil yang serupa bahwa nilai  $2\theta$  tersebut adalah milik Ag. Pada sampel berkonsentrasi Ag 1 mM, terdapat 4 puncak yang bersesuaian dengan *reference code* 03-065-2871, dengan nilai  $2\theta$  berturut-turut 38,08; 64,53; 77,65; dan 81,81. Pada sampel dengan konsentrasi 1,5 mM, terdapat 4 puncak juga yang



bersesuaian, yaitu 38,11; 64,45; 77,55; dan 81,71. Pada Gambar 4.4 terlihat seiring dengan penambahan konsentrasi Ag, puncak dari Ag semakin tinggi. Fenomena tersebut menandakan konsentrasi Ag yang ada pada sampel semakin tinggi. Hasil XRD yang didapat selaras dengan hasil pengujian SEM dan EDX yang menunjukkan jumlah partikel Ag dan presentase atom Ag yang semakin banyak. Fenomena ini sesuai dengan yang didapatkan oleh Solmaz dkk (2013) bahwa penambahan konsentrasi Ag menyebabkan puncak dari Ag semakin tinggi. Semua nilai  $2\theta$  tersebut kemudian dicari indeks Millernya dengan metode yang dijelaskan oleh Suryanarayana dan Grant (1998). Dari perhitungan didapatkan indeks Miller masing-masing  $2\theta$  untuk setiap spesimen yang disajikan oleh Tabel 4.2.

**Tabel 4. 2** Indeks Miller Dari Dua Theta Masing-Masing Spesimen

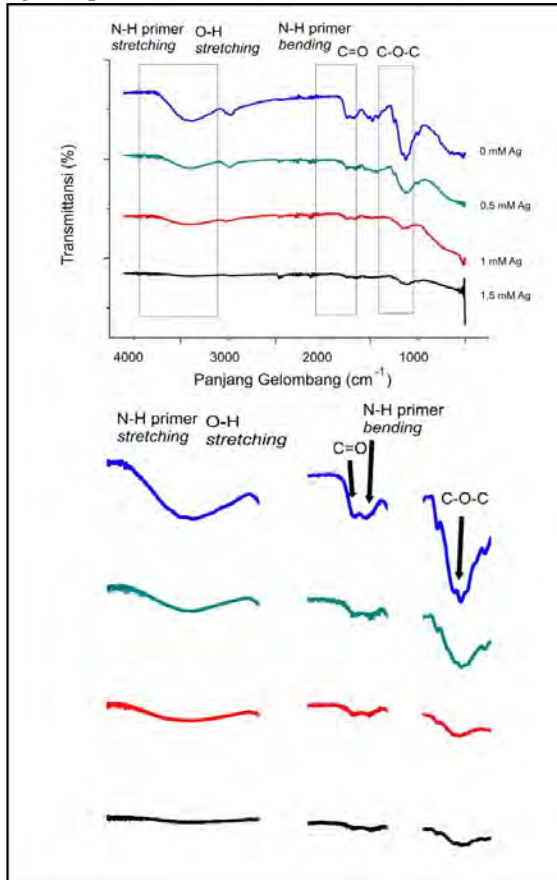
Sampel	$2\theta$	hkl
Ag 5 mM	38,14939°	111
Ag 10 mM	38,08014°	111
	64,52927°	220
	77,65458°	311
	81,87071°	222
Ag 15 mM	38,11086°	111
	64,45526°	220
	77,54684°	311
	81,70704°	222

Nilai  $2\theta$  dan indeks Miller yang disajikan pada Tabel 4.2 bersesuaian dengan standar yang diberikan oleh ICDD 01-089-3722. Maragoni dkk (2012), Varsha dkk (2012), dan Solmaz dkk (2013) juga mendapatkan hal yang sama. Varsha dkk (2012) menjelaskan hal tersebut mengindikasikan terjadinya refleksi melalui bidang (111), (200), (220), (311), dan (222) pada struktur kristal *face center cubic* dari Ag.



### 4.3 Analisis Pengujian FTIR

Pengujian FTIR digunakan untuk mengidentifikasi gugus fungsi yang ada pada lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNPs. Berikut ini Gambar 4.4 menunjukkan grafik hasil pengujian FTIR dan Tabel 4.3 menunjukkan daerah absorpsi dari gugus-gugus fungsi yang ada pada kitosan.



**Gambar 4. 4** Grafik Hasil Pengujian FTIR Sampel 0; 0,5; 1; dan 1,5 mM Ag



**Tabel 4. 3** Daerah Absorbansi Gugus Fungsi Khas Kitosan

Gugus Fungsi	Daerah Absorbansi ( $\text{cm}^{-1}$ )
O-H <i>stretching</i>	3400-3200
N-H primer <i>stretching</i>	3400-3380
C=O	1680-1630
N-H primer <i>bending</i>	1650-1590
C-O-C <i>stretching</i>	1150-1050

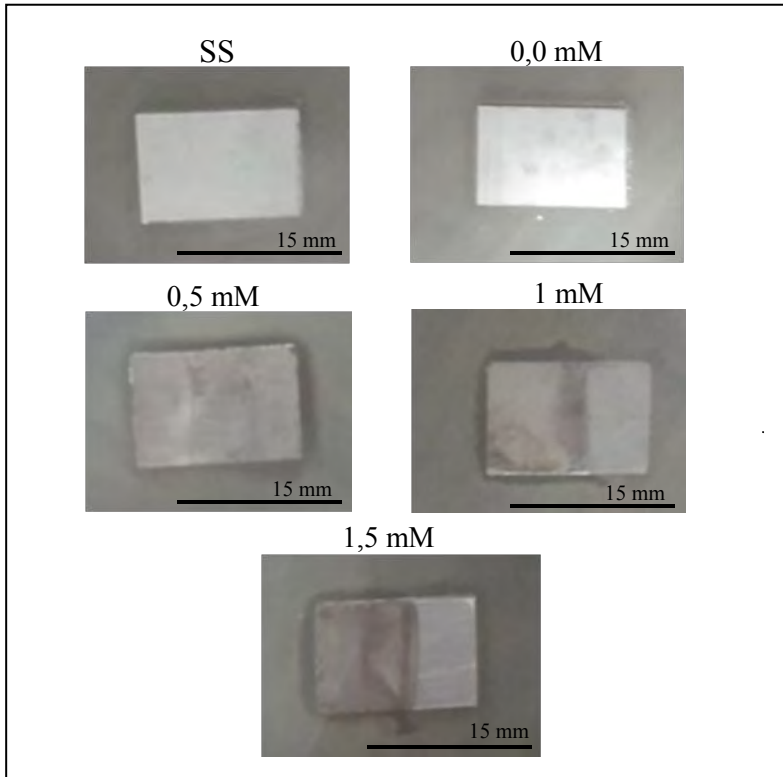
Pada sampel berkonsentrasi Ag 0 mM, grafik menunjukkan puncak berturut-turut pada panjang gelombang  $3283,12 \text{ cm}^{-1}$  yang merupakan puncak absorbansi dari O-H *stretching* dan N-H primer *stretching*,  $1637,99 \text{ cm}^{-1}$  puncak absorbansi dari C=O,  $1577,69 \text{ cm}^{-1}$  puncak absorbansi dari N-H primer *bending* dan  $1058,58 \text{ cm}^{-1}$  puncak absorbansi dari C-O *stretch* (Robert, 2006). O-H, N-H, C=O, C-O merupakan gugus fungsi khas dari kitosan (Varsha dkk, 2012). Terlihat pada grafik, dengan bertambahnya konsentrasi Ag, puncak absorbansi dari O-H *stretching* dan N-H primer *stretching* semakin melandai. Fenomena tersebut sesuai dengan penelitian yang dilakukan Maragoni dkk (2012) dan Varsha dkk (2013) di mana penambahan konsentrasi Ag pada kitosan menyebabkan melandainya puncak absorbansi dari O-H *stretching* milik gugus alkohol dan N-H primer *stretching* milik dari gugus amino. Maragoni dkk (2015) menjelaskan perubahan bentuk dan posisi puncak dari O-H dan N-H disebabkan proses reduksi  $\text{Ag}^+$  oleh gugus alkohol dan amino. Bertambahnya konsentrasi Ag juga menyebabkan puncak absorbansi dari C=O dan N-H *bending* semakin melandai dan akhirnya kedua puncak menghilang dan muncul puncak baru di  $1559,21 \text{ cm}^{-1}$ . Hal ini sesuai yang didapatkan oleh Varsha dkk (2013). Melandai dan terbentuknya puncak baru pada gugus C=O dan N-H *bending* menandakan indikasi terikatnya Ag pada N-H *bending* di gugus amida kitosan (Solmaz dkk, 2013). Fenomena puncak yang menghilang juga terlihat pada  $1058,58 \text{ cm}^{-1}$ . Jika dikaitkan dengan penelitian Ana dkk (2017), puncak yang menghilang pada  $1058,58 \text{ cm}^{-1}$



kemungkinan disebabkan proses reduksi  $\text{Ag}^+$  oleh gugus C-O-C pada ikatan glikosidik. Hasil pengujian FTIR mengonfirmasi pengujian XRD/EDX dan XRD, di mana penambahan konsentrasi Ag meningkatkan jumlah Ag yang ada pada lapisan kitosan/AgNPs.

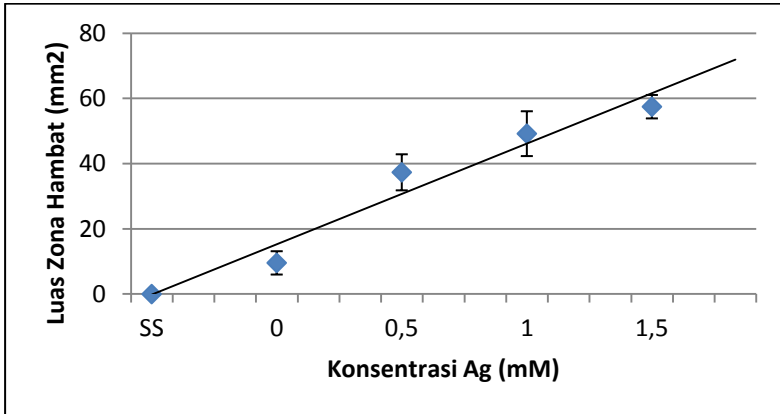
#### **4. 4 Analisis Pengujian Antimikroba**

Pengujian antimikroba dilakukan untuk mengetahui pengaruh penambahan Ag terhadap sifat antimikroba dari komposit kitosan/AgNPS. Pengujian antimikroba dilakukan dengan metode *Kirby-Bauer* dengan hasil akhir berupa luas zona hambat pertumbuhan bakteri *Eschericia coli*. Gambar 4.5 menunjukkan observasi fisik dari pengujian antimikroba.



**Gambar 4. 5** Observasi Fisik Pengujian Antimikroba Terhadap Lapisan Tipis Kitosan/AgNPs dengan Konsentrasi 0; 0,5; 1; 1,5 mM

Kemudian diukurlah luas zona inhibisi dan didapatkanlah grafik luas zona hambat terhadap konsentrasi Ag yang ditunjukkan oleh Gambar 4.6.



**Gambar 4. 6** Grafik Pertambahan Luas Zona Hambat Terhadap Konsentrasi Ag

Grafik pada Gambar 4.7 memperlihatkan penambahan konsentrasi Ag menyebabkan zona hambat *Eschericia coli* mengalami perluasan. Hal ini sesuai yang didapatkan Mona dkk (2015). Mona dkk (2015) memvariasikan konsentrasi Ag berturut-turut 400 ppm, 800 ppm, 1200 ppm, 4000 ppm. Penambahan konsentrasi Ag menyebabkan zona inhibisi bakteri semakin luas. Jika dikaitkan dengan SEM/EDX, XRD, dan FTIR, penambahan konsentrasi Ag menyebabkan semakin banyak partikel nano Ag yang terbentuk akibat reduksi dan kelasi ion  $\text{Ag}^+$  oleh kitosan.

Mekanisme antimikroba utama dari nanopartikel perak adalah dengan pelepasan ion perak (Humberto dkk, 2014). Ion perak berinteraksi dengan sel dinding bakteri, membran plasma, DNA, dan protein bakteri. Sel bakteri terdiri dari dinding peptidoglikan yang terdiri dari gula dan asam amino yang berada di luar membran plasma. Ion perak mampu berikatan dengan peptidoglikan yang bermuatan negatif, sehingga ion perak mampu berikatan dengan gugus thiol (-SH) dari reseptor dan enzim sepanjang membran peptidoglikan yang menyebabkan kerusakan struktur peptidoglikan dan menghilangkan kemampuan enzim

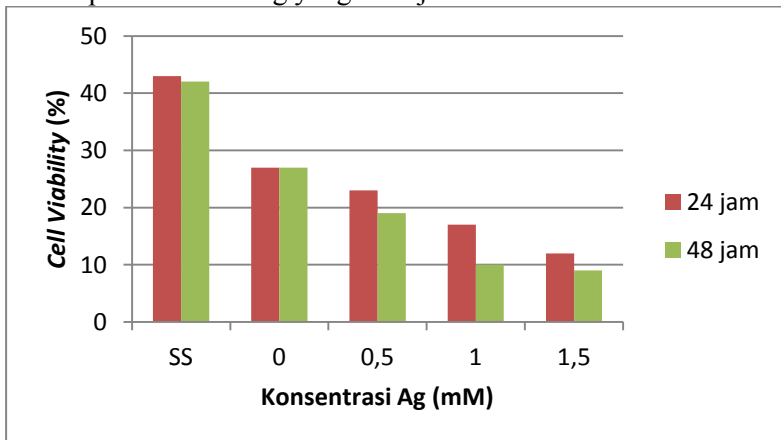




metabolis oksigen dari bakteri. Hal tersebut menyebabkan matinya bakteri (Liya dkk, 2012). Partikel nano perak memiliki kemampuan untuk melakukan penetrasi pada dinding sel bakteri sehingga terjadi perubahan struktur pada membran sel seperti permeabilitas yang berkonsekuensi kematian sel (Prabhu dan Poulouse, 2012). Pembentukan radikal bebas dari nanopartikel perak juga menjelaskan kematian dari sel bakteri. Hasil dari spektroskopi resonansi spin elektron menunjukkan adanya radikal bebas yang dihasilkan oleh partikel nano perak yang mampu merusak membran sel bakteri sehingga menyebabkan sel bakteri mati (Humberto dkk, 2014). DNA bakteri yang bermuatan negatif pun mampu menjadi sasaran dari ion perak. Ion perak berdifusi masuk ke dalam sel bakteri kemudian berikatan dengan basa DNA menyebabkan proses replikasi dan transkripsi DNA bakteri terhambat (Liya dkk, 2012).

#### 4. 5 Analisis Pengujian Biokompatibilitas

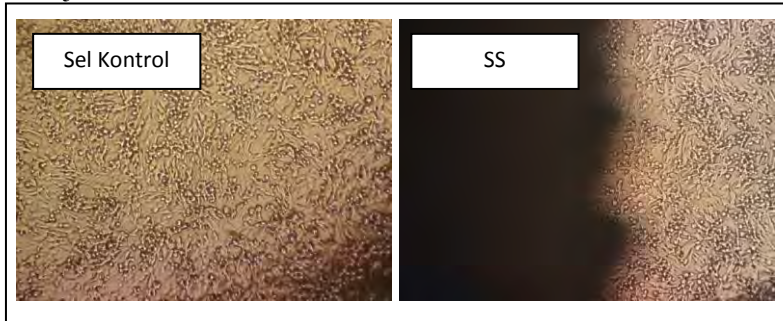
Dari hasil pengujian biokompatibilitas dengan menggunakan metode MTT assay, didapatkan grafik *cell viability* terhadap konsentrasi Ag yang ditunjukkan oleh Gambar 4.7.



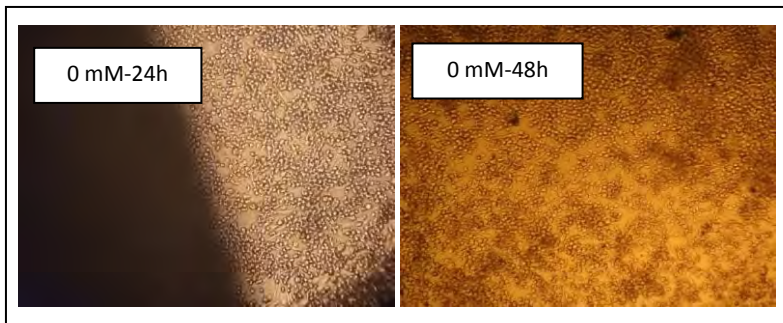
**Gambar 4. 7** *Cell Viability* Fibroblas L929 Terhadap Konsentrasi Ag



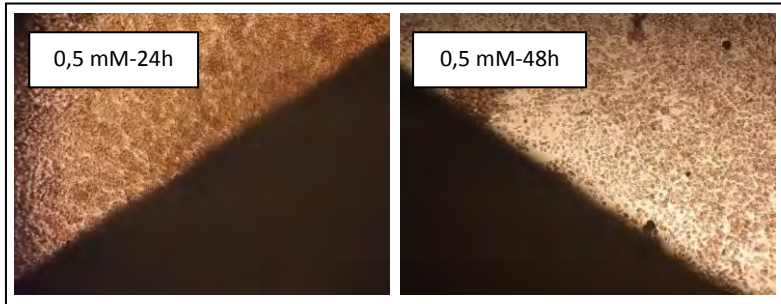
Hasil pengamatan kualitatif biokompatibilitas untuk sel kontrol, SS, 0 mM, 0,5 mM, 1 mM dan 1,5 mM berturut-turut ditunjukkan oleh Gambar 4.8- 4.12.



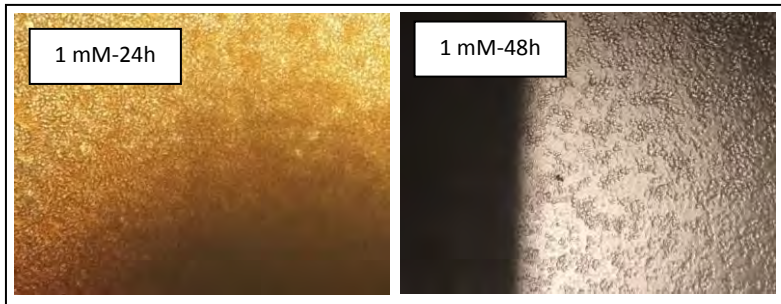
**Gambar 4. 8** Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sel Kontrol dan SS.



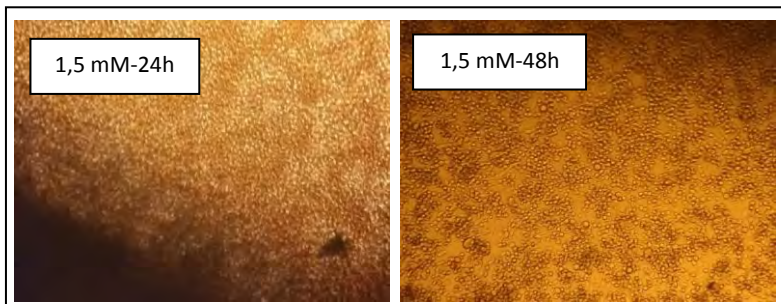
**Gambar 4. 9** Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sampel 0 mM



**Gambar 4. 10** Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sampel 0,5 mM



**Gambar 4. 11** Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sampel 1 mM



**Gambar 4. 12** Pengamatan Kualitatif Biokompatibilitas Sampel 1,5 mM



Gambar 4.7 menunjukkan grafik hubungan antara jumlah sel fibroblas mencit L929 hidup yang dinyatakan oleh persentase *cell viability* dengan variasi sampel. Pada grafik terlihat bahwa bertambahnya konsentrasi Ag menyebabkan berkurangnya jumlah sel fibroblas mencit L929 hidup. Sel hidup pada pengujian MTT assay ditandai dengan cairan berwarna ungu pada *microplate*. Warna ungu ini berasal dari zat produk formazan yang merupakan hasil reduksi MTT (3-(4,5-dimetiliazol-2-il)-2,5-difeniltetrazolium bromida) oleh proses metabolisme sel. Ketika sel mati, sel kehilangan kemampuan untuk mengonversi MTT menjadi formazan (Terry dkk, 2016). Fenomena menurunnya jumlah sel hidup seiring dengan bertambahnya konsentrasi Ag yang pada penelitian ini sesuai dengan yang didapatkan oleh Linda dkk (2013) dan Skladanowski dkk (2016).

Tan dkk (2015) menjelaskan sel hidup ditandai dengan sel yang berbentuk seperti gelendong dan berbentuk poligon. Sedangkan sel mati ditandai dengan alterasi sel yang di mana sel cenderung berbentuk bulat yang berarti sel tersebut mengalami apoptosis. Pengamatan kualitatif uji biokompatibilitas dengan menggunakan mikroskop inverted menunjukkan fenomena yang mengonfirmasi hasil pengujian MTT assay. Pada sel kontrol, tidak terlihat adanya alterasi sel. Pada sel yang dikenakan SS juga alterasi sel tidak terjadi. Pada sel yang diberi perlakuan kitosan, mulai terlihat alterasi sel yang terjadi pada sebagian kecil sel. Sel yang diberi perlakuan sampel kitosan dengan konsentrasi Ag 0,5 mM mengalami alterasi sel yang jauh lebih banyak dibanding sampel dengan perlakuan sampel lapisan kitosan saja, SS 316L, dan sel kontrol. Pada sampel dengan konsentrasi Ag yang lebih tinggi, yakni 1 mM dan 1,5 mM, jumlah sel mati terlihat lebih banyak lagi. Sel yang diinkubasi selama 48 jam juga menunjukkan fenomena yang serupa. Mahmuda dkk (2018) menjelaskan AgNPs dapat memasuki sel melalui proses difusi, fagositosis, atau endositosis. Di dalam sel, AgNPs sendiri ataupun ion  $\text{Ag}^+$  menstimulasi *Reactive Oxygen Spesies* (ROS) sehingga menyebabkan oksidatif stres. Produksi ROS yang berlebih



mampu mendenaturasi protein antiapoptosis yang berbeda dan menginisiasi protein proapoptosis sehingga memicu terjadinya apoptosis. Pada mitokondria, AgNPs merusak potensial membran mitokondria yang kemudian menyebabkan pelepasan sitokrom c pada sitosol sehingga terjadilah apoptosis yang diperintah oleh mitokondria itu sendiri. Liangpeng dkk (2014) menjelaskan pengaruh AgNPs pada membran sel. AgNPs yang terionisasi dalam sel mengaktifasi channel ion sehingga mengubah permeabilitas sel terhadap kalium dan natrium sehingga mengganggu proses metabolisme yang ada di dalam sel. Jika dikaitkan dengan SEM/EDX, XRD, dan FTIR yang menunjukkan semakin banyak partikel nano Ag yang terbentuk, maka semakin banyak agen yang mampu menyebabkan kematian sel fibroblas mencit L929. Bertambahnya sifat antimikroba seiring dengan penambahan konsentrasi Ag menandakan lapisan tipis kitosan/AgNPs memiliki potensi sebagai material antimikroba untuk mencegah adhesi awal dari sel bakteri pada implan, namun memiliki potensi bersifat toksik yang ditandai dengan menurunnya *cell viability* seiring bertambahnya konsentrasi Ag. Linda dkk (2013) dan Skladanowski dkk (2016) menjelaskan toksisitas dari material mengandung Ag bergantung dari konsentrasi Ag yang ada pada material tersebut. Selain faktor konsentrasi, Kena dkk (2017) menjelaskan terjadinya fenomena tersebut kemungkinan disebabkan oleh pelepasan ion Ag yang tidak teratur. Oleh karena itu perlu dilakukannya penelitian lebih lanjut terkait konsentrasi maksimal Ag yang tidak menimbulkan potensi toksisitas dikolaborasikan dengan penelitian mengenai sintesis AgNPs dengan kemampuan untuk melepaskan ion Ag yang lebih teratur.

#### **4. 5 Analisis Pengujian Adhesi**

Pengujian adhesi dilakukan untuk mengetahui sifat adhesivitas *material coating* pada permukaan substrat. Tabel 4.4 menunjukkan hasil pengujian adhesi.



**Tabel 4. 4** Hasil Pengujian Adhesi Lapisan

Sampel	Kekuatan Tarik Rata-Rata (MPa)
0 mM	1,705±0,969
0,5 mM	1,73
1 mM	2,255±0,544
1,5 mM	2,615±1,916

Pada Tabel 4.4 menunjukkan tidak adanya perubahan signifikan dari hasil pengujian adhesi dengan bertambahnya konsentrasi Ag. Hal tersebut sesuai dengan yang didapatkan Kena dkk (2017). Penambahan konsentrasi Ag tidak mempengaruhi adhesivitas lapisan.



*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



## BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

### 5.1 Kesimpulan

Pengolahan dan analisis data yang didapatkan pada penelitian ini memberikan kesimpulan sebagai berikut:

1. Penambahan konsentrasi Ag menyebabkan terbentuknya partikel nano Ag pada permukaan lapisan. Partikel Ag semakin banyak, terkumpul dan teraglomerasi seiring bertambahnya konsentrasi Ag. Parameter tersebut tidak memberikan perubahan signifikan pada ketebalan lapisan sehingga penambahan konsentrasi Ag tidak mempengaruhi ketebalan lapisan dengan ketebalan berturut-turut untuk 0,5; 1; dan 1,5 mM Ag adalah  $6,57 \pm 0,394$ ;  $9,97 \pm 0,238$ ;  $8,16 \pm 0,994$   $\mu\text{m}$ .
2. Penambahan konsentrasi Ag meningkatkan sifat antimikroba yang ditandai dengan semakin besarnya luas zona hambat bakteri E. coli untuk SS; 0; 0,5; 1; dan 1,5 mM Ag berturut-turut adalah 0;  $9,57 \pm 3,574$ ;  $37,35 \pm 5,530$ ;  $49,20 \pm 6,873$ ; dan  $57,48 \pm 3,592$   $\text{mm}^2$ .
3. Penambahan konsentrasi Ag menurunkan sifat biokompatibilitas yang ditandai dengan menurunnya *cell viability* untuk SS; 0 mM; 0,5 mM; 1 mM; dan 1,5 mM berturut-turut 43, 27, 23, 17, 12% untuk 24 jam dan 42, 27, 19, 10, 9% untuk 48 jam.
4. Penambahan konsentrasi Ag tidak memberikan perubahan signifikan pada sifat adhesi dari lapisan dengan nilai kekuatan tarik berturut-turut untuk 0,5; 1; dan 1,5 mM adalah  $1,705 \pm 0,969$ ; 1,73;  $2,255 \pm 0,544$ ; dan  $2,615 \pm 1,916$  MPa.

### 5.2 Saran

1. Dilakukannya penelitian lebih lanjut mengenai lapisan antimikroba komposit kitosan/AgNps dengan proses





- elektroforesis yang berfokus pada optimalisasi lapisan yang bersifat antimikroba baik tetapi tidak bersifat toksik.
2. Dilakukannya penelitian lebih lanjut mengenai lapisan antimikroba komposit kitosan/AgNps dengan proses elektroforesis yang berfokus pada peningkatan adhesivitas lapisan.



## DAFTAR PUSTAKA

- Adhikari, U. 2016. **Chitosan Based Biomaterials, Volume I**. Duxford: Woodhead Pubshling.
- Alberto, Martino., Michael, S., dan Makarand, V.R., 2005. "Chitosan: A Versatile Biopolymer for Orthopaedic Tissue-Engineering". **Biomaterials** 26. 4:5983-5990.
- Ana, P Carapeto., Ana, M.F., dan Ana M.B.R. 2017. "Unraveling The Reaction Mechanism of Silver Ions Reduction Bychitosan from so Far Neglected Spectroscopic Features". **Carbohydrate Polymers** 174. 601-609.
- Binyu, Yu., Leung, Kar Man., Guol, Qiuquan., Lau, Woon Ming., dan Yang, Jung. 2010. "Synthesis of Ag-TiO<sub>2</sub> Composite Nano Thin Film for Antimicrobial Application:. **Nanomedicine** 22.
- Boccaccini, A. R. 2010. "Electrophoretic Deposition of Biomaterials". **Journal of The Royal Society Interface** 7. 581-613.
- Buddy, D Ratner. 2013. **Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine**. Kidlington: Academic Press.
- Coma, V., Belalia, R., Grelier, S., dan Benaissa, M. 2008. "New Bioactive Biomaterials Based On Quaternized Chitosan". **Journal of Agricultural and Food Chemistry** 56. 5:1582-1588.
- Dadfar, M., Fathi, M.H., Karimzadeh, F., Dadfar, M. R., dan Saatchi, A. 2007. "Effect of TIG Welding on Corrosion Behavior of 316L Stainless Steel". **Materials Letter** 61. 2343-3246.
- Deepen, Paul., Paul, Sharmista., Roohpour, Nima., Wilks, Mark., dan Vadgama, Pankaj. 2013. "Antimicrobial, Mechanical and Thermal Studies of Silver Particle-Loaded Polyurethane". **Journal of Functional Biomaterials**. 4:358-375.
- Dongwei, Wei., Sun, W., Weiping, Q., Yongzhong, Y., Xiaoyuan, M. 2009. "The Synthesis of Chitosan-Based Silver



- Nanoparticles and Their Antibacterial Activity". **Carbohydrate Research** 344. 2375-2382.
- Hailong, Fan., Wang, Lili., Zhao, Keke., Li, Nan., Shi, Zujin., Ge, Zigang., dan Jin, Zhaoxia. 2010. "Fabrication, Mechanical Properties, and Biocompatibility of Graphene-Reinforced Chitosan Composites". **Biomacromolecules**. 11:2345-2351.
- Humberto, Palza. 2014. "Antimicrobial Polymers with Metal Nanoparticles". **International Journal of Molecular Science** 16. 5:2099-2116.
- Ivan, Sondi dan S, Branka. 2004. "New Bioactive Biomaterials Based on Quaternized Chitosan". **Journal of Agricultural and Food Chemistry** 56. 4:177-182.
- Ivan, Sondi dan S Branka. 2004. "Silver Nanoparticles as Antimicrobial Agent: a Case Study on *E. Coli* As a Model for Gram-Negative Bacteria". **Journal of Colloid and Interface Science** 275. 177-182.
- Kena Ma, Kena., Gong, Lingling., Cai, Xinjie., Huang, Pin., Cai, Jing., Huang, Dan., dan Jiang, Tao. 2017. "A Green Single-Step Procedure to Synthesize Ag-Containing Nanocomposite Coatings with Low Cytotoxicity And Efficient Antibacterial Properties". **International Journal of Nanomedicine** 12. 3665-3679.
- Kikku, Fukushima., Wu, Meng-Hsiu., Bocchini, Sergio., Rasyida, Amaliya., dan Yang, Ming-Chien. 2012. "PBAT Based Nanocomposites for Medical and Industrial Applications". **Materials Science and Engineering C** 32. 1331-1351.
- Laxmidhar, Besra. 2006. "A Review on Fundamentals and Applications of Electrophoretic Deposition". **Progress in Material Science** 52. 1-61.
- Liangpeng, Ge., Qingtao L., Meng W., Jun O., Xiaojian L., Malcolm MQ. 2014. "Nanosilver Particles in Medical Applications: Synthesis, Performance, and Toxicity". **International Journal of Nanomedicine** 9. 2399-2407.



- Liya, Guo., Weiyong, Y., Zhisong, L., Chang, M. 2012. "Polymer/Nanosilver Composite Coating for Antibacterial Applications". **Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects** 30. 1-15.
- Mahmuda, Akter., Sikder, Md. Tajuddin., Rahman, Md. Mostafizur., Ullah, A.K.M. Atique., Hossain, Kaniz Fatima Binte., Banik, Subrata., Hosokawa, Toshiyuki., Saito, Takeshi., dan Kurasaki, Masaaki. 2018. "A Systematic Review on Silver Nanoparticles-Induced Cytotoxicity: Physicochemical Properties and Perspectives". **Journal of Advanced Research** 9. 1-16.
- Maragoni, Venkatesham., Ayodhya, Dasari., Madhusudhan, Alle., Babu, Nagati Veera dan Veerabhadram, Guttana. 2012. "A Novel Green One-Step Synthesis of Silver Nanoparticles Using Chitosan: Catalytic Activity and Antimicrobial Studies". **Applied Nanoscience**.
- Mona, Eslami., Mansour, B., Amir, S., Azar, S., dan Amir, A. 2016. "Effect of Polymer/Nanosilver Composite Packaging on Long-Term Microbiological Status of Iranian Saffron (*Crocus sativus L.*)". **Saudi Journal of Biological Sciences** 23. 341-347.
- Namir, Raddaha S., Luis, C., Sandra, C., Sannakaisa, V., Judith, A., dan Aldo, R. 2014. "Electrophoretic Deposition of Chitosan/h-BN and Chitosan/h-BN/TiO<sub>2</sub> Composite Coatings on Stainless Steel (316L) Substrates". **Materials** 7. 1814-1829.
- Park, Joon. 2007. **Biomaterials An Introduction: Third Edition**. New York: Springer Science Business Media.
- Pishbin, F. 2013. "Single-Step Electrochemical Deposition of Antimicrobial Orthopaedic Coatings Based on a Bioactive Glass/Chitosan/Nano-Silver Composite System". **Acta Biomaterialia** 9. 7469-7479.
- Prabhu, S., dan Poulouse, E.K. 2012. Silver Nanoparticles: "Mechanism of Antimicrobial Action, Synthesis, Medical



- Applications, and Toxicity Effects". **International Nano Letters** 32. 2–10.
- Riberio, M., Fernando, M., dan Maria, F. 2012. "Infection of Orthopedic Implants with Emphasis on Bacterial Adhesion Process and Techniques Used in Studying Bacterial-Material Interactions". **Biomatter** 2. 4:176-194.
- Rinaudo, M., Pavlov, J., dan Desbrie`res J. 1999. "Influence of Acetic Acid Concentration on The Solubilization Of Chitosan". **Polymer** 40. 6:7029-7032.
- Robert, Meyers A. **Encyclopedia of Analytical Chemistry**. New Jersey: Wiley.
- Rupali, S Patil., Kokate, Margesh R., Jambhale, Cithra R., Pawar, Sambhaji M., Han, Sung H., dan Kolekar, Sanjay S. 2012. "One-pot synthesis of PVA-Capped Silver Nanoparticles Their Characterization and Biomedical Application". **Advances In Natural Sciences: Nanoscience and Nanotechnology** 3.
- Salim, Al-Hassani T.S. 2012. **1001 Inventions: The Enduring Legacy Of Muslim Civilization**. Washington D.C: National Graphic Society.
- Saputra, Airlangga E., 2017. **Analisis Pengaruh Perbandingan Luas Area Mosaik Target pada Proses PVD Terhadap Morfologi, Sifat Mekanik dan Antimicrobial Lapisan Tipis Ag-TiO<sub>2</sub>**. Surabaya: Departemen Teknik Material.
- Shakeel, Ahmed dan Saiqa, Iqram. 2017. **Chitosan: Derivatives, Composites, and Application**. Hoboken: Scrivener Publishing.
- Składanowski, M., Golinska1, P., Rudnicka, K., Dahm, H., dan Rai, M. 2016. "Evaluation of Cytotoxicity, Immune Compatibility and Antibacterial Activity of Biogenic Silver Nanoparticles". **Med Microbiol Immunol**. 205:603-613.
- Solmaz, Akmaz., AdJgüzel, Esra Dilaver. Yasar, Muzafer dan Erguven, Oray. 2013. "The Effect of Ag Content of The Chitosan-Silver Nanoparticle Composite Material on The



- Structure and Antibacterial Activity". **Advances in Materials Science and Engineering** 2013.
- Solmaz, M Dizaj., Farzaneh, L., Mohammad, B., Mohammad, Z., Khosro, A. 2014. "Antimicrobial Activity of The Metals and Metal Oxide Nanoparticles". **Materials Science and Engineering C** 44. 278-284.
- Suryanarayana, C., Norton, M Gran. 1998. **X-Ray Diffraction: Practical Approach**. New York: Plenum Publishing Corporation.
- Susana, Rodrigues., Dionisio, Marita., López, Carmen Remuñán., dan Grenha, Ana. 2012. "Biocompatibility of Chitosan Carriers with Application in Drug Delivery". **Journal of Functional Biomaterials**. 3:615-641.
- Tan, Hong Bo., You, Wang Fu., Wei, Ding., Ying, Zhang., Jing, Ding., Xin, Cai Di., Fu, Yu Kai., Jun, Yang., Liu, Yang., dan Qing, Xu Yong. 2015. "Fabrication and Evaluation of Porous Keratin/Chitosan (KCS) Scaffolds for Effectively Accelerating Wound Healing". **Biomedical Environmental Science** 28. 3:178-189.
- Terry, L Riss., Moravec, Richard A. Niles, Andrew L., Duellman, Sarah., Benink, Hélène A., Worzella, Tracy J., dan Minor, Lisa. 2016. **Cell Viability Assays**. Eli Lilly & Company and the National Center for Advancing Translational Sciences.
- Ulku, Kalyoncuoglu., Bengi, Y., Serap, G., Zafer, E., Pembegul, U., Gulcin, A., dan Gulay, K. 2015. "Evaluation of The Chitosan-Coating Effectiveness on a Dental Titanium Alloy in Terms of Microbial And Fibroblastic Attachment and The Effect of Aging". **Materials and Technology** 49. 6:925-931.
- Varsha, Thomas., Yallapu , Murali Mohan., Sreedhar, B., dan Bajpai, S. K. 2013. "Fabrication, Characterization of Chitosan/Nanosilver Film and Its Potential Antibacterial Application". **Journal of Biomaterials Science** 20. 2129-2144.



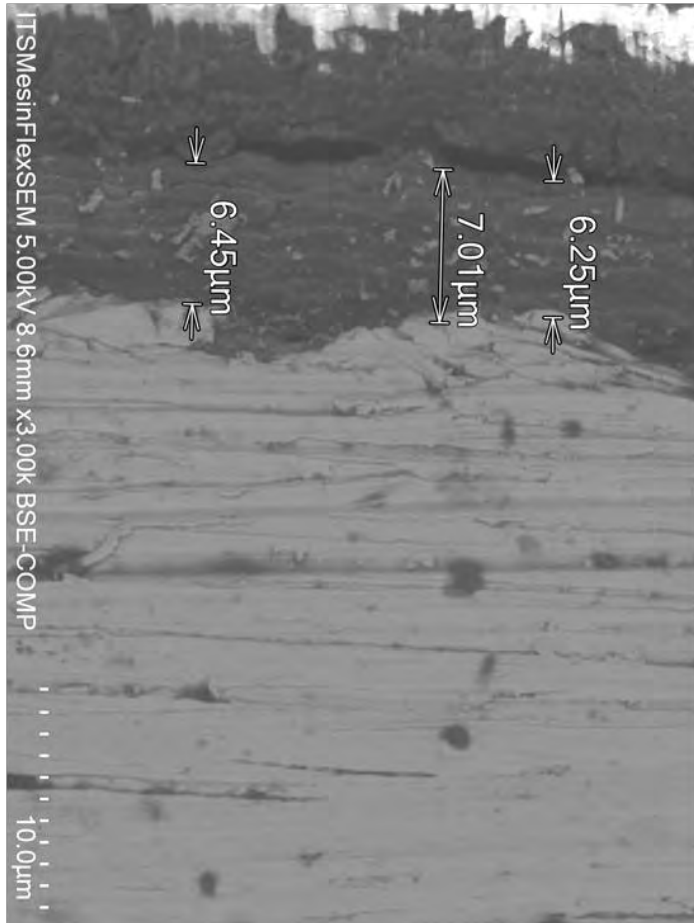
- Wardhani, Pradita K. 2017. **Analisis Pengaruh Waktu Deposisi pada Proses PVD terhadap Morfologi, Sifat Mekanik, dan Antimicrobial dari Lapisan Tipis Ag-TiO<sub>2</sub>**. Surabaya: Departemen Teknik Material.
- Yueheui, H., F, Richard J. 2000. **Handbook of Bacterial Adhesion**. New York: Springer Science Business Media.



## LAMPIRAN

### A. HASIL PENGUJIAN SEM-EDX

#### a) Pengukuran Ketebalan Lapisan Sampel dengan Konsentrasi Ag 0,5 mM

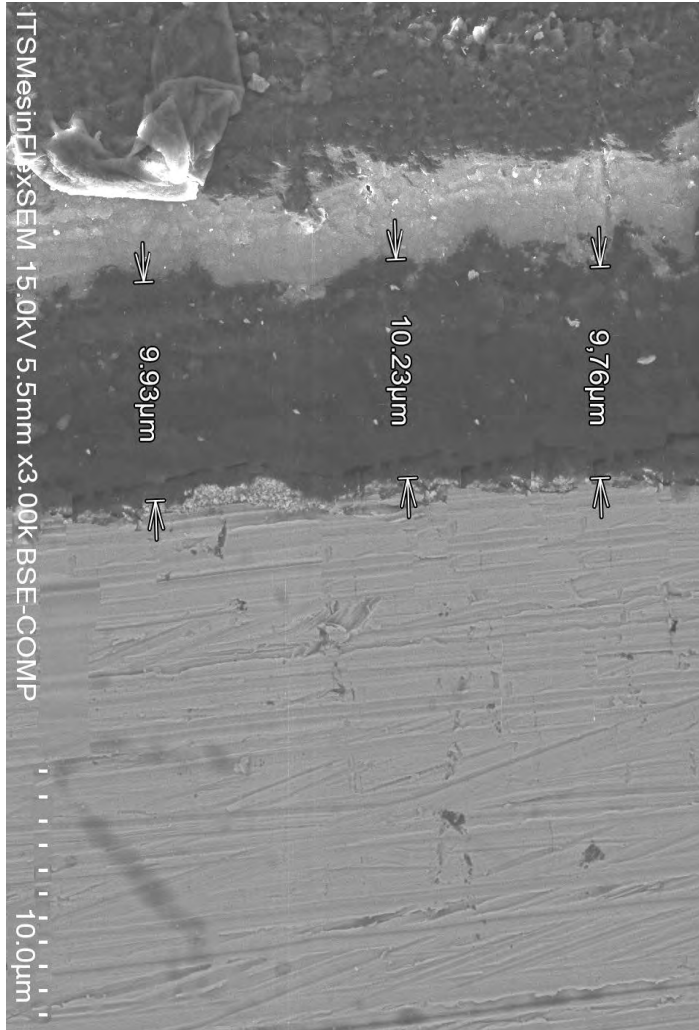


**Gambar 1** Pengukuran Ketebalan Lapisan Sampel Ag 0,5 mM





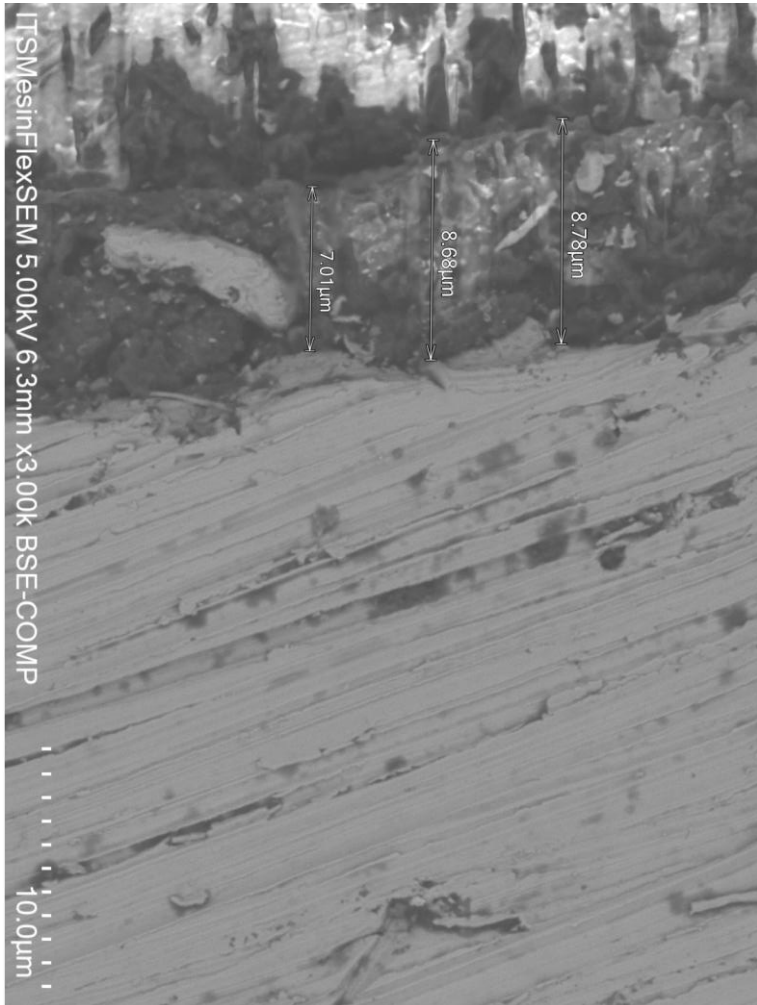
b) Pengukuran Ketebalan Lapisan Sampel dengan Konsentrasi Ag 1 mM



**Gambar 2** Pengukuran Ketebalan Lapisan Sampel Ag 1 mM



c) Pengukuran Ketebalan Lapisan Sampel dengan Konsentrasi Ag 1,5 mM



**Gambar 3** Pengukuran Ketebalan Lapisan Sampel Ag 1,5 mM



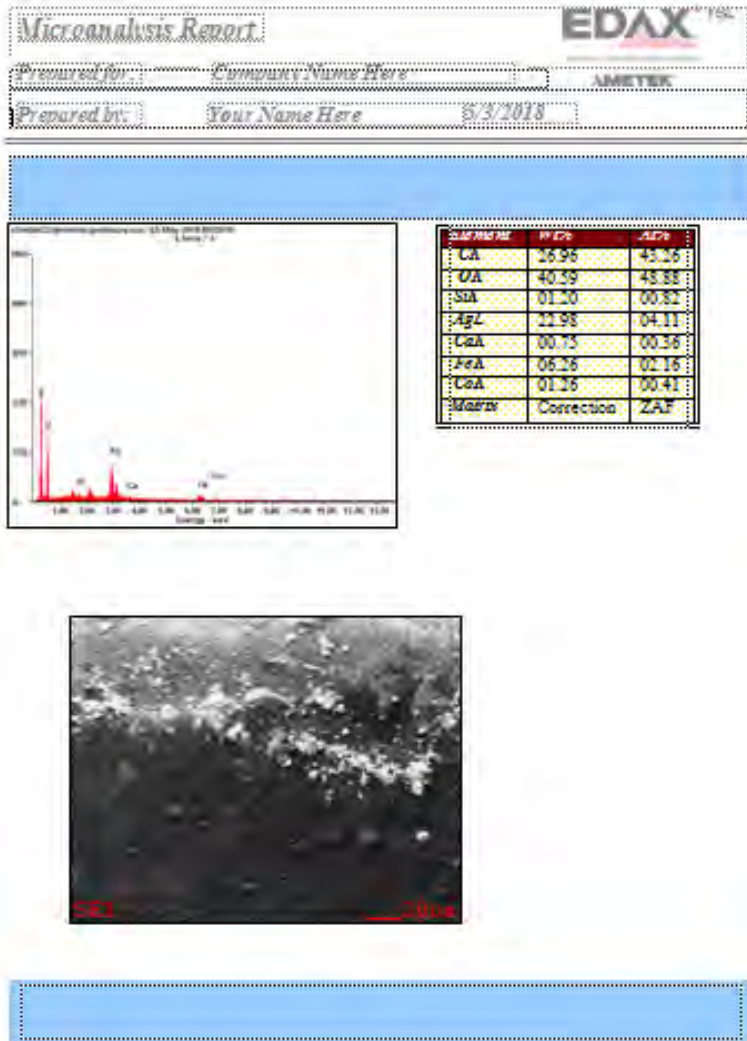
**d) Pengolahan Data Ketebalan Lapisan Sampel**

**Tabel 1** Pengolahan Data Ketebalan Lapisan Sampel

Ketebalan ( $\mu\text{m}$ )	Sampel	Ketebalan Rata-Rata ( $\mu\text{m}$ )	Standar Deviasi
6,25	0,5 mM	6,57	0,39395431
7,01			
6,45			
9,76	1 mM	9,974	0,23797759
10,23			
9,93			
8,78	1,5 mM	8,157	0,99430042
8,68			
7,01			



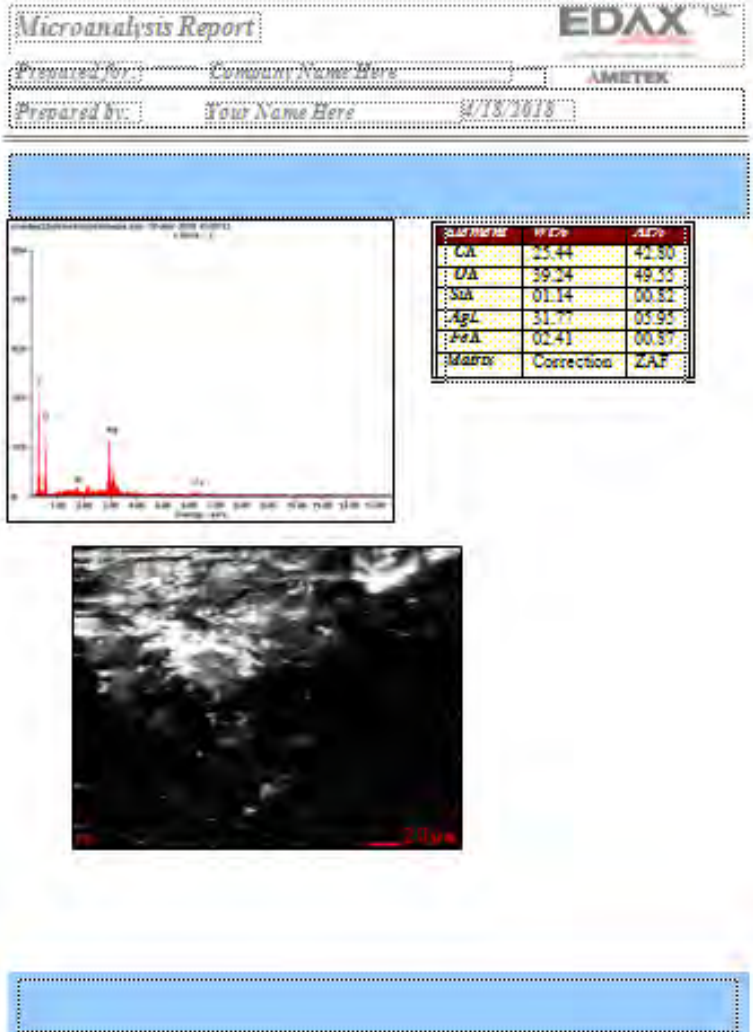
e) Pengujian EDX Sampel dengan Konsentrasi Ag 0,5 mM



Gambar 4 Pengujian EDX Sampel Ag 0,5 mM



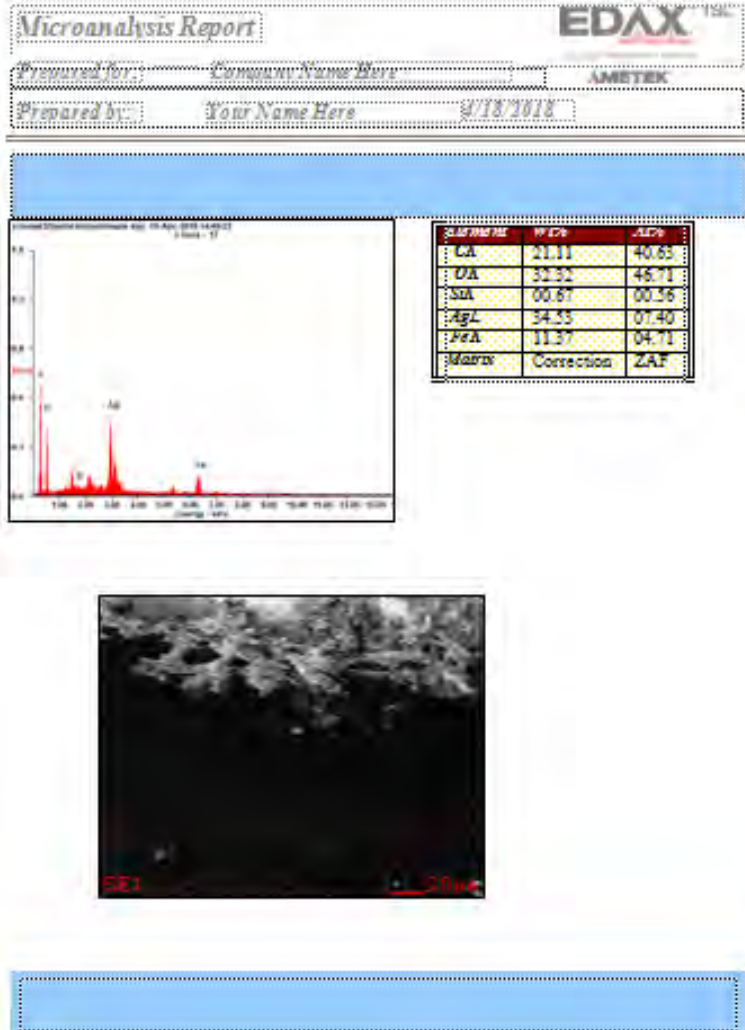
f) Pengujian EDX Sampel dengan Konsentrasi Ag 1 mM



Gambar 5 Pengujian EDX Sampel Ag 1 mM



g) Pengujian EDX Sampel dengan Konsentrasi Ag 1,5 mM

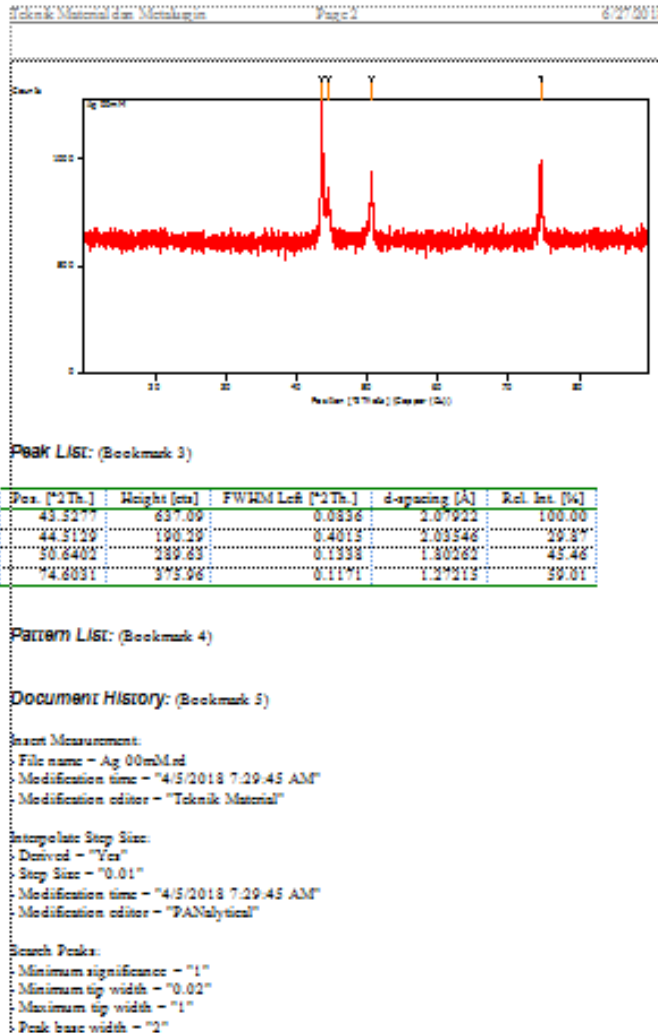


Gambar 6 Pengujian EDX Sampel Ag 1,5 mM



## B. HASIL PENGUJIAN XRD

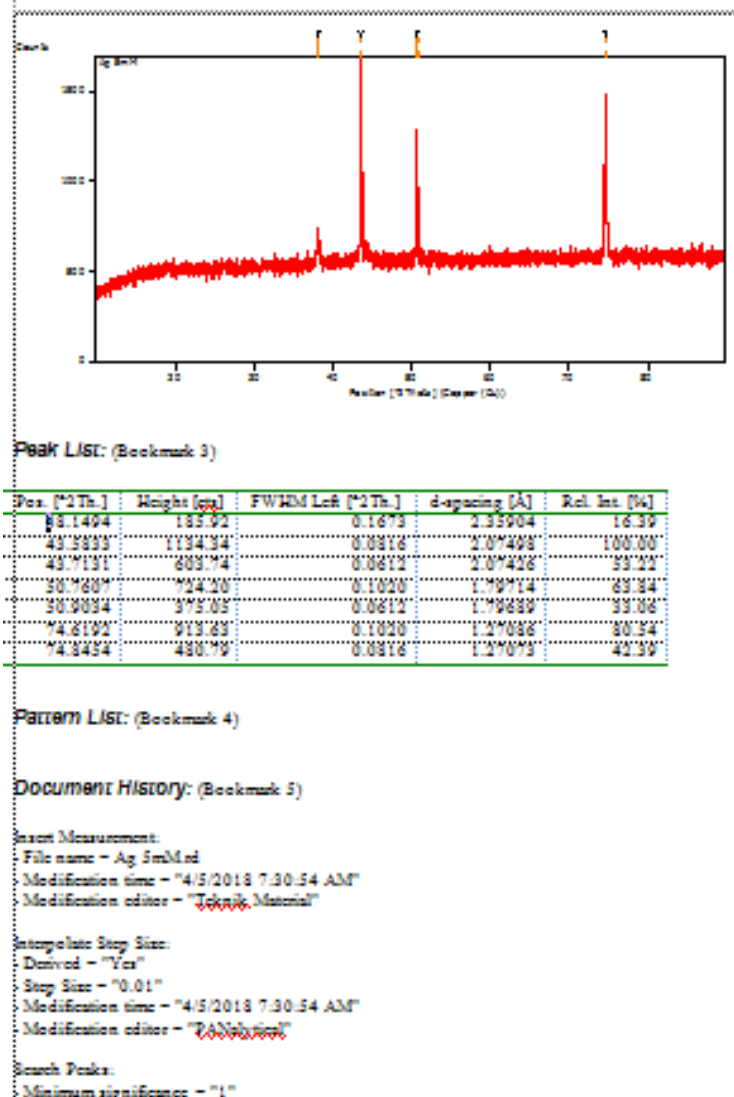
### a) Sampel dengan Konsentrasi Ag 0 mM



Gambar 7 Pengujian XRD Sampel Ag 0 mM



b) Sampel dengan Konsentrasi Ag 0,5 mM

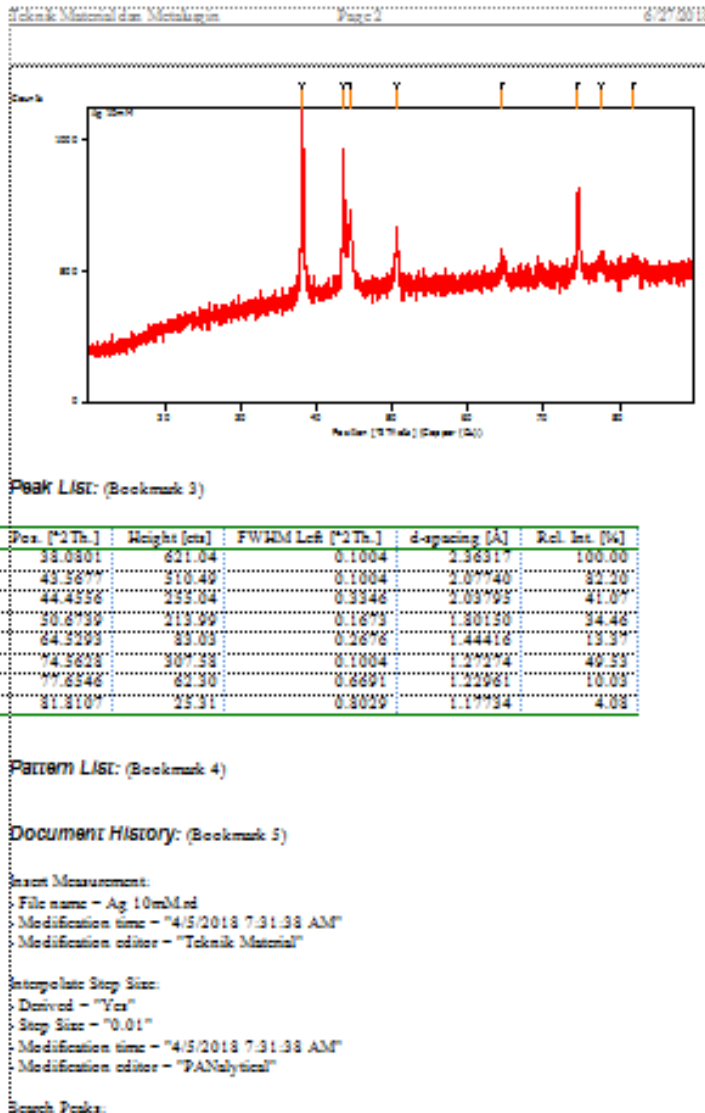


Gambar 8 Pengujian XRD Sampel Ag 0,5 mM





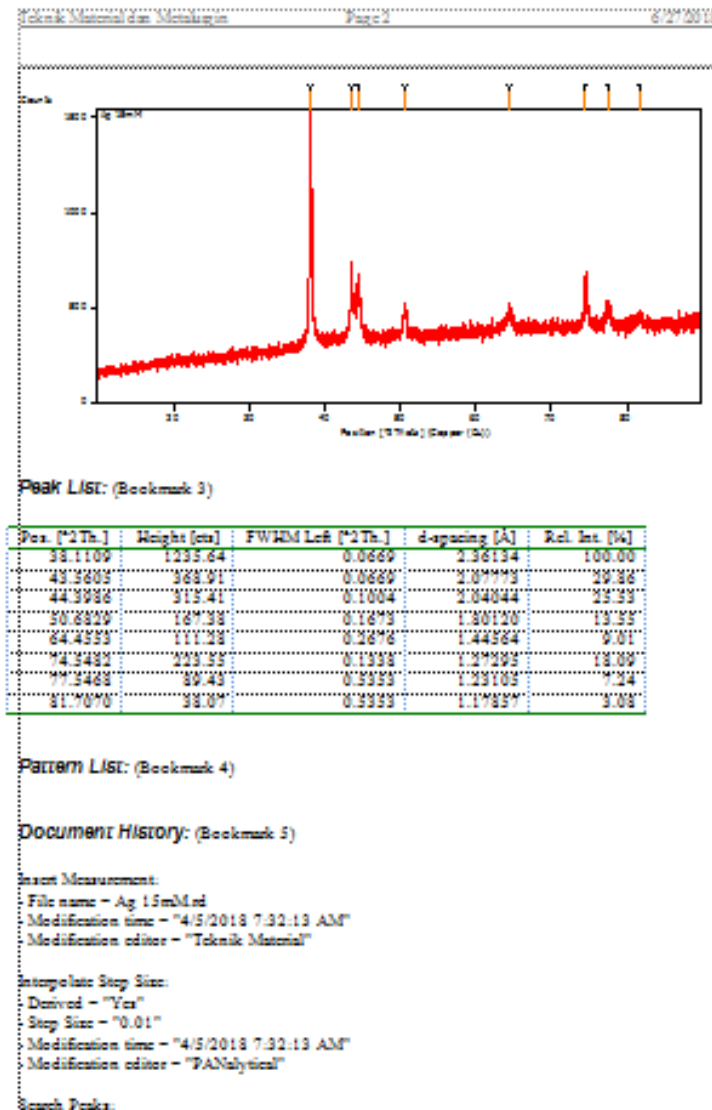
c) Sampel dengan Konsentrasi Ag 1 mM



Gambar 9 Pengujian XRD Sampel Ag 1 mM



d) Sampel dengan Konsentrasi Ag 1,5 mM

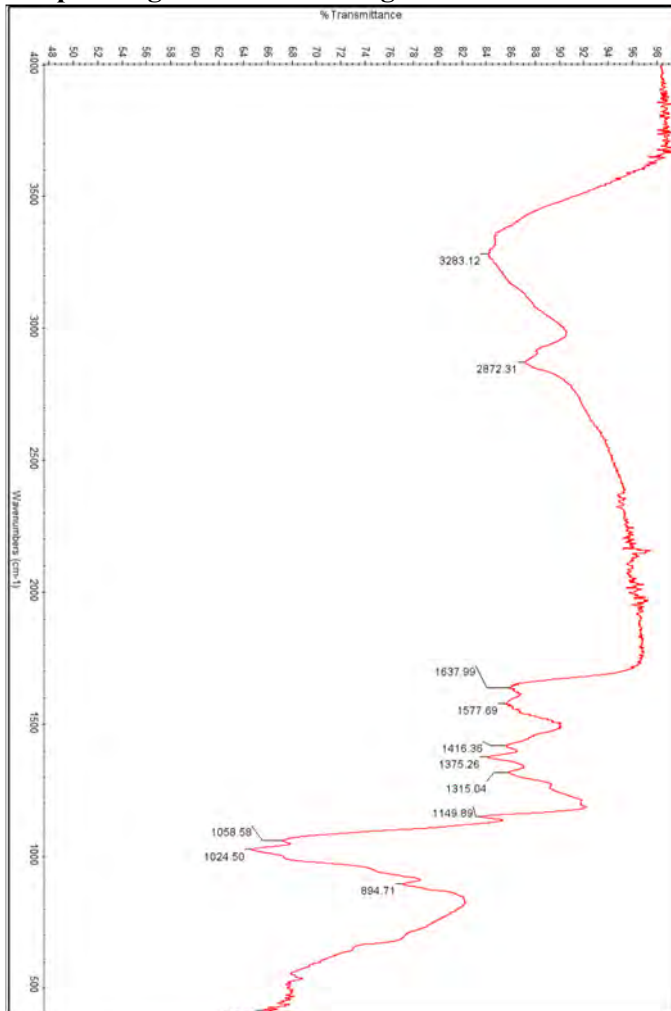


Gambar 10 Pengujian XRD Sampel Ag 1,5 mM



### C. HASIL PENGUJIAN FTIR

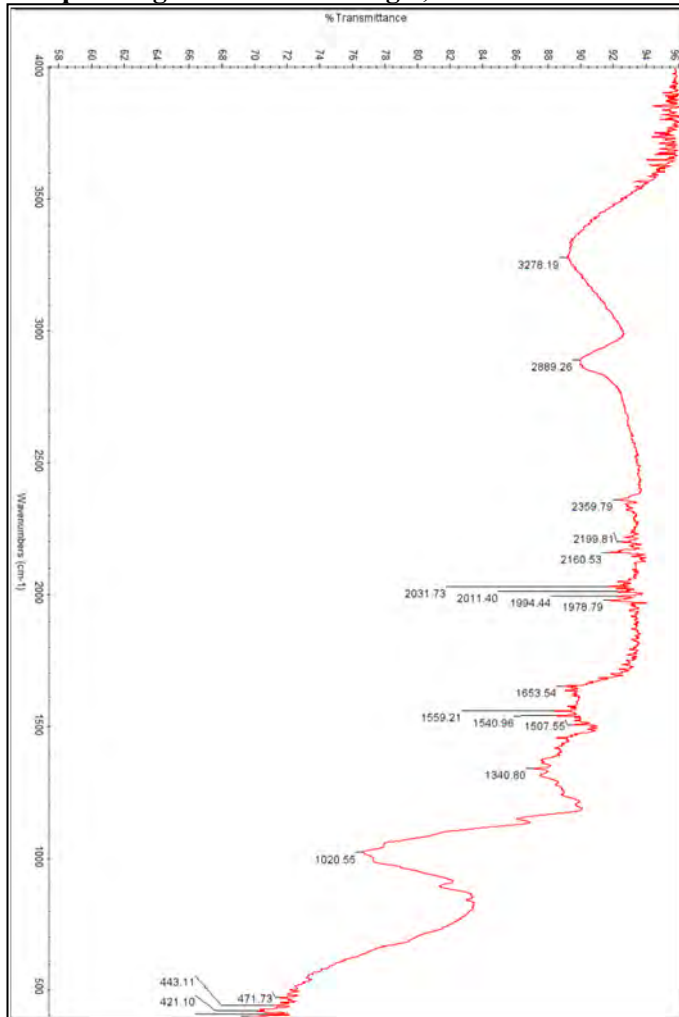
#### a) Sampel dengan Konsentrasi Ag 0 mM



**Gambar 12** FTIR Sampel Ag 0 mM



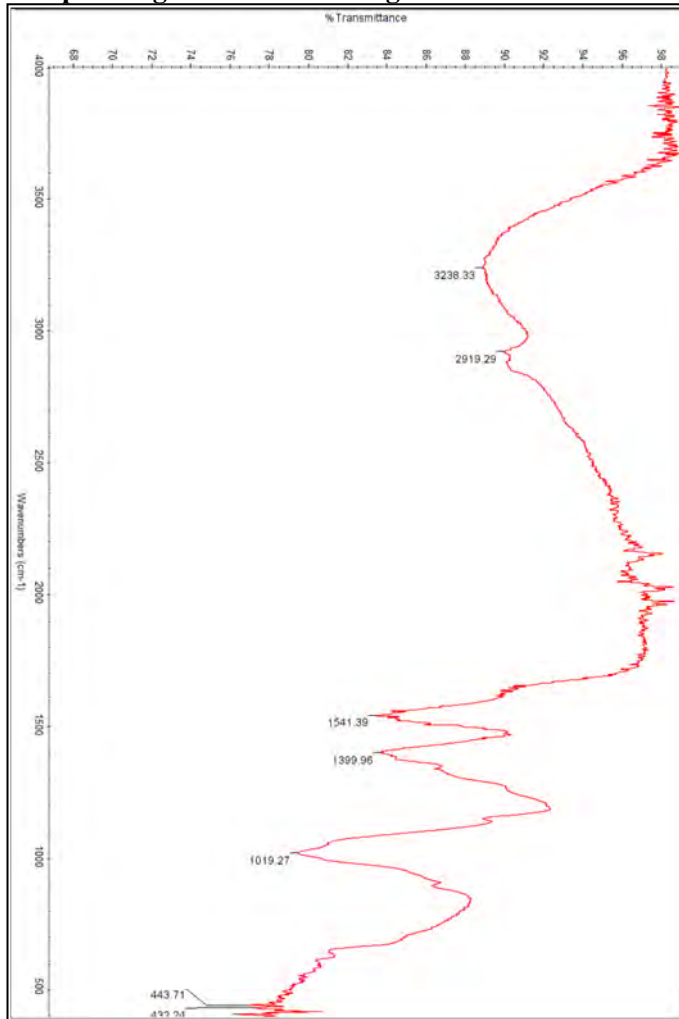
b) Sampel dengan Konsentrasi Ag 0,5 mM



Gambar 12 FTIR Sampel Ag 0,5 mM



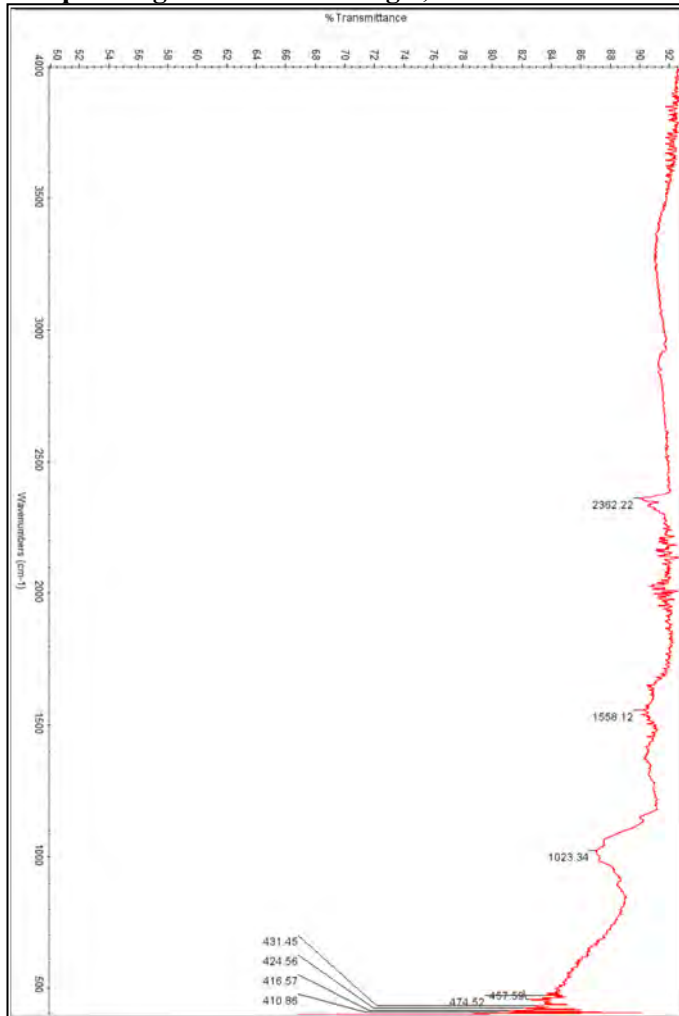
c) Sampel dengan Konsentrasi Ag 1 mM



**Gambar 12** FTIR Sampel Ag 1 mM



d) Sampel dengan Konsentrasi Ag 1,5 mM

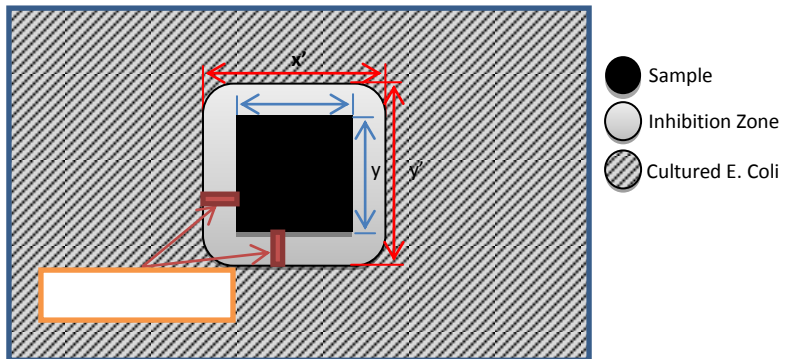


Gambar 13 FTIR Sampel Ag 1,5 mM



#### D. ANALISIS RATA-RATA JARAK INHIBISI SEBAGAI SIFAT ANTIMIKROBA TERHADAP E. COLI

$$\text{Average inhibition length}(\mu) = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x) + \sum_{i=1}^n (y_i - y)}{6}$$



**Gambar 13** Skema Pengujian Antimikroba



LAPORAN TUGAS AKHIR  
Departemen Teknik Material FTI-ITS

---

**Tabel 2** Pengolahan Data Antimikroba

Sampe l	LS	DZH		LT	LZH	LZHR	STDE
		L	P				
SS	140	10	14	140	0	0	0
	140	10	14	140	0		
	140	10	14	140	0		
0	140	10,8	14,2	153,36	13,36	9,57333333 3	3,5735882 99
	140	10,5	14,2	149,1	9,1		
	140	10,3	14,2	146,26	6,26		
0,5	140	12,2	14,1	172,02	32,02	37,3466666 7	5,5301476 77
	140	11,2	15,8	176,96	36,96		
	140	11,3	16,2	183,06	43,06		
1	140	12,4	14,9	184,76	44,76	49,2033333 3	6,8731676 35
	140	12,3	15,1	185,73	45,73		
	140	12,8	15,4	197,12	57,12		
1,5	140	13,7	14,6	200,02	60,02	57,48	3,5921024 48
	140	11,4	17,1	194,94	54,94		
	140	11,1	14,4	159,84	19,84		

Keterangan:

L=Lebar

P=Panjang

LT=Luas Total

LS=Luas Sampel

LZH=Luas Zona Hambat

LZHR=Luas Zona Hambat Rata-Rata

STDE=Standar Deviasi

DZH=Dimensi Zona Hambat





### E. PERHITUNGAN INDEKS MILLER XRD Ag

**Tabel 3** Perhitungan Indeks Miller Ag

Sampel	2θ	sin <sup>2</sup> θ	A	A*3	B	hkl
Ag 0,5 mM	38,14939	0,10689	1	3	3	111
Ag 1 mM	38,08014	0,10643	1	3	3	111
	64,52927	0,28498	2,6776	8,033	8	220
	77,65458	0,3931	3,6935	11,0805	11	311
	81,87071	0,42878	4,0288	12,0862	12	222
Ag 1,5 mM	38,11086	0,10659	1	3	3	111
	64,45526	0,28439	2,668	8,004	8	220
	77,54684	0,39218	3,6793	11,038	11	311
	81,70704	0,42788	4,0143	12,0427	12	222

Keterangan:

$$A = \frac{\sin^2 \theta}{\sin^2 \theta_{min}}$$

$$B = h^2 + k^2 + l^2$$



## F. PENGOLAHAN ADHESI LAPISAN

**Tabel 4** Pengolahan Adhesi Lapisan

Sampel	Kekuatan Tarik (Mpa)	Kekuatan Tarik Rata-Rata (MPa)	Standar Deviasi
0 mM	1,02	1,705	0,96873629
	2,39		
0,5 mM	1,73	1,73	0
1 mM	2,64	2,255	0,544472222
	1,87		
1,5 mM	1,26	2,615	1,916259377
	3,97		



*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



## BIOGRAFI PENULIS



Raditya Noorachman Mobiliu, lahir di Bandung pada tanggal 21 Juni 1996. Terlahir sebagai anggota keluarga besar Mobiliu dan Zulfakar Umar. Sebelum mengecap kawah candradimuka perkuliahan di Departemen Teknik Material Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, penulis telah mengemban pendidikan formalnya di SD Istiqamah Bandung, SDN 33 Kota Gorontalo, SMPN 1 Kota Gorontalo, dan MAN Insan Cendekia Gorontalo.

Di dunia keorganisasian, penulis yang merupakan anak kedua dari tiga bersaudara ini aktif di beberapa organisasi dan komunitas, yaitu Lembaga Dakwah Jurusan Ash-Haabul Kahfi 15/16 sebagai *staff* Syiar, Jamaah Masjid Manarul Ilmi sebagai *staff* Syiar, Teknokrat Muda ITS sebagai penggiat bidang kurikulum (2016-2017), Dewan Pendidikan Tinggi BK MWA WM ITS 2017-2018 dan supervisor bidang media dan publikasi di asrama pembinaan mahasiswa *Mahad Ukhuwah Islamiyyah*. Penulis juga aktif mengikuti berbagai seminar filsafat dan pemikiran, beberapa di antaranya yaitu Muqim Peradaban dan Filsafat Islam di UNIDA Gontor dan Workshop Pengantar Filsafat Islam yang diselenggarakan oleh InPAS Surabaya. Salah satu pencapaian penulis dalam prestasi bidang non akademik adalah menempati juara 4 Sriwijaya *Science Debate* 2016. Dari bidang keprofesian, penulis pernah magang selama 1,5 bulan di PT. Menara Terus Makmur sebagai *staff* divisi *Engineering* dan beramanah sebagai asisten laboratorium Kimia Analitik pada tahun 2017. Di tahun keempat ini penulis memilih topik material inovatif dengan fokus *antibacterial coating* sebagai tugas akhir.



### UCAPAN TERIMA KASIH

Saya sebagai penulis ingin menyampaikan terima kasih sebesar-besarnya kepada:

1. Seluruh elemen dosen serta karyawan yang selalu mendukung mahasiswa untuk menuntut ilmu dengan memberikan pengajaran dan fasilitas terbaik.
2. Mbak Iis selaku petugas lab karakterisasi yang telah merepotkan diri dan berjuang keras meluangkan waktunya untuk membantu melakukan pengujian XRD, FTIR, dan SEM.
3. Bu Putri selaku petugas PUSVETMA yang telah menyisihkan waktunya untuk melakukan pengujian MTT Assay.
4. Hadi dan Zaki sebagai teman proyek tugas akhir untuk semua bantuan dan kerjasamanya.
5. Hamdani, Fata, Dimas, Afan, dan Okky untuk bantuan dari segi teknis dan teori dalam pengerjaan skripsi ini.
6. Haryo yang sering direpotkan membantu penulis dalam proses analisis kimia selama pengerjaan skripsi ini.
7. Alfreda yang sering memberi saran kepada penulis terkait penyelesaian skripsi ini.
8. Mas Kamil, Mas Arif, Mas Luqman, dan Mas Guntar yang telah memberi bimbingan akal dan rohani di sela-sela pengerjaan skripsi.
9. Sidik, Iqbal, Noer, Soki, Pijul, Jabir, kawan-kawan SC GMAIL, Penghuni Ash-Habul SEKPA, serta kawan-kawan Santri Mahad Ukhuwah Islamiyah 16/17 dan 17/18 atas semangat sebagai pelepas penat bagi penulis.
10. Keluarga Metamorf dan MT16 yang tercinta.
11. Seluruh rekan rekan dari Departemen Teknik Material, JMML, BK MWA-WM ITS 17/18, TMI, KM ITS, serta seluruh pihak yang yang tidak bisa disebutkan satu per satu oleh penulis.